

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

OPAKOVATELNOST MĚŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY V KRÁTKÉM
ČASOVÉM ÚSEKU NA BALANČNÍ POMŮCCE GYM TOP USB PROFESSIONAL
U ZDRAVÝCH JEDINCŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Martina Středová, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Martina Středová

Název diplomové práce: Opakovatelnost měření posturální stability v krátkém časovém úseku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2014

Abstrakt:

Hlavním cílem diplomové práce bylo ohodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců a zjistit opakovatelnost měření na této pomůcce v krátkém časovém úseku. Vedlejším cílem práce bylo sledování vlivu vizuálního biofeedbacku a vlivu různých zevních podmínek (šířky opěrné báze, kognitivního úkolu, pomalého pohybu očí, vyloučení zraku) na vybrané parametry stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Jednotlivé parametry byly porovnávány mezi skupinou mužů a žen.

Výzkumný soubor tvořilo 34 žen a 19 mužů ve věku 19-25 let. Celkem proběhlo 11 měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional a doba jednoho měření byla 30 sekund. Z výsledků vyplývá, že měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional v krátkém časovém úseku jsou opakovatelná a přináší reliabilní data. Při využití vizuální zpětné vazby v korigovaném stoju na balanční pomůcce Gym Top USB Professional dochází k nižším výchylkám sledovaných parametrů. Nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly při porovnání parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem s plněním kognitivního úkolu a s volným stojem; rovněž mezi stojem o úzké bázi a volným stojem. Naopak při porovnání korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem bez zrakové kontroly a korigovaným stojem s pomalým pohybem očí se vyskytovaly statisticky významné rozdíly. Nejvýznamnější rozdíl mezi skupinou mužů a žen nastal v korigovaném stoju bez zrakové kontroly.

Klíčová slova: opakovatelnost měření, posturální stabilita, vizuální biofeedback, Gym Top USB Professional

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Martina Středová

Title of the master's thesis: The Repeatability of Measurements of Healthy Individuals Posture Stability on the Balance System Gym Top USB Professional in a Short Period of Time

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

The year of presentation: 2014

Abstract:

The main aim of my diploma thesis is to evaluate the variability of parameters that describe the stability of a person's posture on the balance system Gym Top USB Professional when used by healthy individuals and to find out whether the individual measurements on this system during a short period of time are repeatable. The secondary aim of this thesis is to study the influence of visual biofeedback and the influence of various external conditions (base of support width, cognitive task, slow eye movement, posture with closed eyes) on several selected parameters of a person's posture on the balance system Gym Top USB Professional. The individual parameters were compared with respect to two groups of people: men and women.

There were 34 women and 19 men, age 19-25. 11 measurements on the balance system Gym Top USB Professional altogether were conducted, each of 30 seconds. It was found out that the results of measurements on the balance system Gym Top USB Professional conducted in a short period of time are repeatable and reliable. The parameters studied differ less, if the visual biofeedback is applied with a controlled posture on the balance system Gym Top USB Professional. No statistic differentiations were found when the following parameters were compared: controlled posture without visual biofeedback with controlled posture with cognitive task and with a normal stand; also between a narrow and a normal stand. On the other hand, major differences were identified between controlled posture without visual biofeedback with controlled posture without visual control and controlled posture with slow eye movement. The most significant difference between the group of men and the group of women was identified in the controlled posture without visual control.

Key words: repeatability of measuring, posture stability, visual biofeedback, Gym Top USB Professional

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 29. listopadu 2013

.....

Děkuji Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, za pomoc a cenné rady, které mi poskytla při jejím zpracování. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za ochotu a pomoc při zpracování statistických dat a všem osobám, které mi pomáhaly při tvorbě této práce.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1	Posturální stabilita	10
2.1.1	Posturální motorika	11
2.1.2	Základní pojmy	11
2.1.3	Postura a atituda	13
2.1.4	Statická a dynamická strategie řízení posturální stability	13
2.1.5	Anticipatorní mechanismy posturálního řízení	14
2.1.6	Řízení motoriky	14
2.2	Svaly zajišťující stabilitu trupu ve vzpřímené poloze	16
2.3	Faktory ovlivňující posturální stabilitu	17
2.3.1	Biomechanické a neurofyziologické faktory	17
2.3.2	Únava	17
2.3.3	Motorické učení	19
2.4	Přehled možností pro hodnocení posturální stability	20
2.4.1	Statické testy posturální stability	20
2.4.2	Dynamické testy posturální stability	20
2.4.3	Posturografie	21
2.4.4	3D kinematická analýza	22
2.5	Vliv propioceptivních a exteroceptivních informací na posturální stabilitu	23
2.6	Zrakový aparát a vliv vizuální zpětné vazby na posturální stabilitu	24
2.7	Vliv vestibulárního aparátu na posturální stabilitu	26
2.8	Vliv kognitivního úkolu na posturální stabilitu	27
2.9	Biofeedback	29
2.10	Virtuální realita	30
2.11	Opakovatelnost měření	31
3	CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	33
3.1	Cíle práce	33
3.2	Výzkumné otázky	34
4	METODIKA	35
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	35
4.2	Standardní podmínky měření	35

4.3	Výzkumná metoda	36
4.3.1	Souhlas etické komise	36
4.3.2	Informovaný souhlas probandů s měřením	36
4.3.3	Dotazník pro účastníky měření	36
4.3.4	Vyšetření před měřením	36
4.3.5	Gym Top USB Professional	36
4.3.6	Zásady použití	38
4.3.7	Poloha Gym Top USB Professional a monitoru při měření	39
4.3.8	Měření na Gym Top USB Professional	40
4.4	Statistické zpracování dat	45
5	VÝSLEDKY	46
5.1	Výzkumná otázka č. 1	46
5.2	Výzkumná otázka č. 2	48
5.3	Výzkumná otázka č. 3	49
5.4	Výzkumná otázka č. 4	55
6	DISKUZE	64
6.1	Diskuze k výzkumné otázce č. 1	65
6.2	Diskuze k výzkumné otázce č. 2	68
6.3	Diskuze k výzkumné otázce č. 3	69
6.4	Diskuze k výzkumné otázce č. 4	73
7	ZÁVĚRY	75
8	SOUHRN	77
9	SUMMARY	78
10	REFERENČNÍ SEZNAM	79
11	PŘÍLOHY	86

1 ÚVOD

Balanční plošina Gym Top USB Professional je novou pomůckou v oblasti rehabilitace. Využívá se k senzomotorickému tréninku s možností vizuální zpětné vazby a zapojuje tak kromě proprioceptorů a exteroceptorů i zrakové receptory. Pomůcka je pomocí USB konektoru spojena s počítačem a na monitoru lze sledovat informace o náklonu plošiny. Program diagnostický režim podává informace o náklonu plošiny, zatížení balanční pomůcky a základních statistických charakteristikách. Průběh cvičení lze u jednotlivých probandů ukládat. Z těchto dat lze následně sestavit dlouhodobou statistiku, která dokumentuje vývoj terapie.

Vzhledem k tomu, že jde o novou pomůcku, považujeme za vhodné ověřit opakovatelnost a spolehlivost měření na této pomůcce, aby mohla být využita ve výzkumné činnosti i k hodnocení efektu terapie.

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit intraindividuální variabilitu stability stoje vyjádřenou krátkodobou opakovatelností u zdravých jedinců na balanční pomůcce Gym Top USB Professional při třech za sebou jdoucích pokusech.

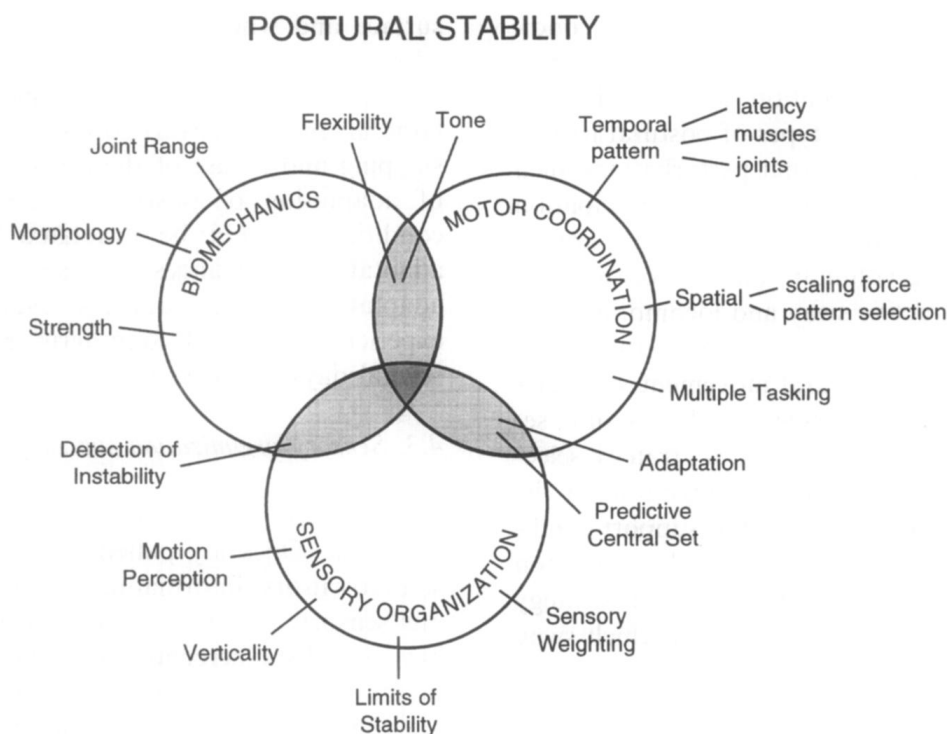
Práce také posuzuje vliv vizuálního biofeedbacku v korigovaném stoji (korigovaný stoj je definován v kapitole 4.3.8 Měření na Gym Top USB Professional) na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Dále zkoumá, jak působení různých typů stoje (volný stoj, korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) ovlivní parametry stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional a porovnává dané parametry mezi skupinou mužů a žen.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost organismu zajišťující vzpřímené držení těla. Podílí se na udržování a změně nastavení polohy jednotlivých segmentů i celého organismu vůči gravitaci. Zároveň umožňuje reagovat na změny zevních i vnitřních sil a tím brání vzniku nečekaného či neřízeného pádu. Posturální kontrola se podílí na tvorbě postury a zajišťuje udržování pozice těla v prostoru a zabezpečuje jeho orientaci (Massion, 1994; Vařeka, 2002a; Véle, 1997).

Na vzpřímeném držení těla se podílí tři hlavní komponenty: senzorycká, řídicí a výkonná. Mezi senzorycké aspekty řadíme propiocepci, interocepci, exterocepci, zrakové ústrojí a vestibulární systém. Mozek a mícha zabezpečují řídicí funkci. Výkonnou komponentu představuje pohybový aparát s důležitou úlohou kosterních svalů (Palm, Strobel, Achatz, Leubken, & Friemert, 2009; Sasaki et al., 2002; Vařeka, 2002a). K udržování optimální posturální stability je nutná vzájemná interakce jednotlivých složek mezi sebou (Obrázek 1), (Rougier & Boudrahem, 2010).



Obrázek 1. Schematické znázornění jednotlivých složek podílejících se na posturální kontrole (Horak, 1997, 80)

Názory na zapojení jednotlivých složek (zrakové, vestibulární a propioceptivní) při zajišťování posturální stability se liší (Vařeka, 2002b). Někteří autoři vyzdvihují úlohu zraku (Friedrich et al., 2007; Palm et al., 2009), jiní propioceptorů (Horak, 2006).

Stabilita stoje je zabezpečována pomocí posturálních svalů, zejména svalů nohy, lýtka, bérce, stehna a svalů osového orgánu (Véle, 1997).

2.1.1 Posturální motorika

Posturální motorika zajišťuje stabilizaci polohy jednotlivých částí těla a je provázena pocitem jistoty. Za normálních okolností není viditelná. Znatelná se stává tehdy, když dojde k narušení vnitřního nebo zevního prostředí v nestabilní situaci a kolísání těla. Nastane nejistota spojená s rizikem případného pádu. Součástí posturální motoriky je dýchání. Posturální motorika se podílí na udržení nastavené polohy jednotlivých částí těla tím, že neustále balancuje kolem středního postavení a vyvažuje zaujetí dané polohy. Tímto pohotovostním režimem je zajištěno, že dojde k rychlému přechodu z klidové pozice do pohybu a naopak. Jedná se o mechanismus, který chrání tělo před případným poškozením a pracuje na podvědomé úrovni. Do vědomé roviny se dostává při neočekávané změně podmínek (Véle, 2006).

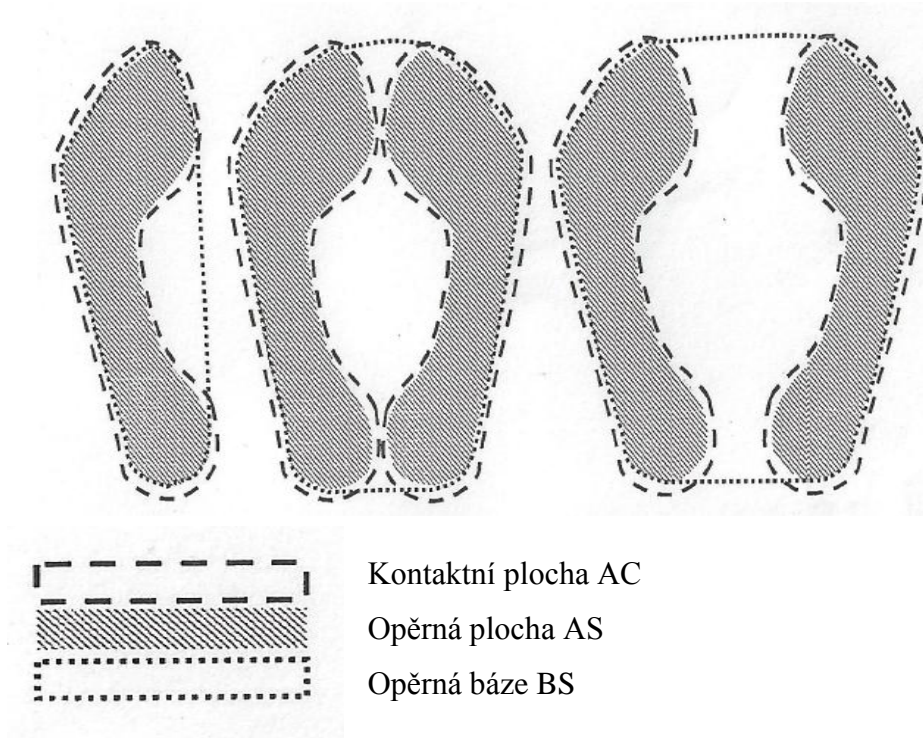
Pokud nastane nerovnováha mezi pohybem a posturální motorikou s neoptimálním výchozím nastavením, dochází ke vzniku funkčních či strukturálních poruch pohybového systému. Těmto poruchám nelze předcházet prostým posilováním svalů, ale je nutné opravit zhoršenou funkci řídicího systému zlepšením koordinace a schopností rychle a přiměřeně reagovat na změnu situace (Véle, 2006).

2.1.2 Základní pojmy

V oblasti posturální stability se využívají pojmy jako opěrná báze, opěrná plocha, těžiště (centre of mass, COM), centre of gravity (COG) a centre of pressure (COP).

K aktivní opoře a kontrole posturální stability nemůže být využita celá plocha kontaktu (area of contact, AC), ale pouze její určitá část. Opěrná plocha (area of support, AS) zaujímá pouze tu část plochy kontaktu, která je v dané chvíli využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze (base of support, BS) je ohraničená

nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy, tedy ohraničuje celou plochu, kterou se dotýkají chodidla podložky a prostor mezi nimi (Obrázek 2), (Vařeka, 2002a).



Obrázek 2. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a, 117)

Zkratka COP (centre of pressure) se používá při posturografických měřeních a označuje působíště vektoru reakční síly podložky. Jeho polohu můžeme vypočítat z hodnot reakčních sil naměřených v rozích silové plošiny nebo ho lze vypočítat jako vážený průměr všech tlaků, které jsou snímány senzory přímo z opěrné plochy. Poloha COP je ovlivněna jak polohou těžiště, tak aktivitou svalů bérce. Pokud je zvýšená aktivita plantárních flexorů, dochází k posunu COP dopředu. V případě, že nastává zvýšená aktivita invertorů nohy, COP se posunuje laterálně. Svalová aktivita bérce je řízena centrální nervovou soustavou tak, aby těžnice vždy procházela opěrnou bází a COG zůstalo v opěrné bází.

COM (centre of mass) představuje těžiště těla a je charakterizováno jako předpokládaný hmotný bod v těle, do kterého je koncentrována veškerá hmotnost těla.

Pojem COG (centre of gravity) znamená průmět těžiště těla do opěrné báze (Duarte & Zatsiorsky, 2002; Vařeka, 2002a).

2.1.3 Postura a atituda

Postura představuje aktivní držení jednotlivých částí těla proti působení zevních sil, z nichž je nejdůležitější tíhová síla a je součástí každého pohybu (Vařeka & Dvořák, 2001; Kolář et al., 2009). Posturu zajišťuje především svalová aktivita řízená centrální nervovou soustavou (Vařeka, 2002a). Optimální postura je předpokladem pro vykonávání optimálních pohybů a optimální lokomoce (Vařeka & Dvořák, 1999).

Postura představuje klidovou polohu s určitou konfigurací pohyblivých částí těla. Pokud jedinec plánuje provést pohyb, změní se tato klidová poloha v polohu pohotovostní, která se změní v účelově orientovanou polohu zvanou atituda. V této poloze je jedinec připraven provést daný cílový pohyb. Již v průběhu rozhodování o zamýšleném pohybu dochází ke změně polohy. Nastává logistická příprava, změna dráždivosti motoneuronů a nastavení cílové orientace postury před zamýšleným pohybem. Pohyb začíná fází přípravnou, která se přeměňuje na fázi aktivní. Udržování postury je aktivní děj, i když se ve srovnání s následným fázickým pohybem může jevit jako statický (Véle, 2006).

2.1.4 Statická a dynamická strategie řízení posturální stability

Rovnováha je charakterizována určitými dynamickými i statickými strategiemi organismu, které zabezpečují posturální stabilitu (Mello, Oliveira, & Nadal, 2007; Vařeka, 2002a).

Mezi statické strategie patří rovnovážné reakce, kdy je snaha řídicího systému udržet posturální stabilitu v rámci stejné plochy kontaktu a bez změny opěrné báze. Při těchto strategiích se uplatňují především hlezenní a kyčelní mechanismy. V předozadním směru ve stoji spojném je využíván hlezenní mechanismus s aktivitou především plantárních flexorů, zejména musculus triceps surae. Ve směru latero-laterálním se významně zapojuje mechanismus kyčelní. Hlezenní mechanismus je aktivován při menším narušení rovnováhy, při větších nárocích na udržení rovnováhy se zapojuje především kyčelní mechanismus.

Pokud nastane labilní situace, ve které je hranice bezpečného udržení COP (působíště vektoru reakční síly podložky) v opěrné bázi překročena, řídicí systém vybere dynamickou strategii k opětovnému získání posturální stability. Dojde ke změně plochy kontaktu. Uplatňuje se mechanismus úkroku, přidržení se o pevnou oporu či

další způsoby, při kterých dojde ke zvětšení opěrné báze (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Sztchórzewski, Jaworski, & Bujas, 2010; Vařeka, 2002a; Vařeka, 2002b).

Posturální nastavení zajišťují především tonické svaly, které pracují menším úsilím, ale po delší dobu. Pokud nejsou schopny udržet polohu tonické svaly nebo při náhlé změně situace, aktivují se ve větší míře fázičné svaly s cílem zabránit pádu (Véle, 2006).

2.1.5 Anticipatorní mechanismy posturálního řízení

Mezi strategie udržování posturální stability patří tzv. anticipatorní mechanismy představující předvídání pohybu. Zajišťují nastavení postury před začátkem situace, která může způsobit narušení posturální stability (Masion, 1994; Mello, Oliveira, & Nadal, 2007; Vařeka, 2002b).

Z výsledků elektromyografické analýzy při chůzi vyplývá, že aktivace lýtkových svalů začíná 140 ms před kontaktem paty s podložkou a přetrvává 120 ms po ukončení kontaktu. Nejedná se o reflexní mechanismus, ale o centrálně připravený program. Pohybová reakce se připravuje ještě před provedením pohybu a závisí na předchozí zkušenosti a motorickém učení (Véle, 2006).

Činnost posturálního systému je do určité míry naprogramována, ale přizpůsobuje se aktuálnímu stavu vnitřního i zevního prostředí (Véle, 2006).

2.1.6 Řízení motoriky

Prvotní podnět k pohybu vzniká v subkortikální oblasti a v limbickém systému (motivace k pohybu). Následuje zapojení bazálních ganglií a asociačních kortikálních částí mozku. Nakonec dochází k aktivaci kortikální motorické oblasti (tzv. homunculus) a teprve poté přechází aktivita k míšním motoneuronům a následně ke svalům (Véle, 1997).

Řízení pohybu je závislé na informacích z aferentních exteroceptorů určujících pohybový záměr a na informacích z propioceptorů, které dohlížejí na průběh vlastního pohybu přes zpětnou vazbu. Pro realizaci úspěšného procesu řízení porovnává centrální nervová soustava pohybový záměr se skutečně probíhajícím pohybem. V případě

odlišnosti určí, v jakém rozsahu nastala odchylka a zabezpečí potřebnou opravu, aby došlo ke shodě s primárním záměrem. Aby se minimalizovalo zkreslení zpětné informace během přenosu, je využito pro přenos více cest. Z toho důvodu převyšuje počet senzitivních drah počet drah motorických. Ke vzniku plánovaného pohybového záměru dochází na základě posouzení aktuální situace okolí a anticipace (předjímání) bezprostředního vývoje situace (Véle, 1997).

V extrauterinním období dítěte dochází k vývoji posturálních a lokomočních funkcí. Postupně vznikají celé pohybové programy (pohybové chování) prostřednictvím procesu učení na podkladě geneticky zafixovaných vzorů (Véle, 1997).

2.2 Svaly zajišťující stabilitu trupu ve vzpřímené poloze

Vertikální poloha těla je labilnější než horizontální poloha, ale je výchozí pozicí pro lokomoci i manipulaci, a z toho důvodu je její stabilizovaná a vyvažovaná labilita podmínkou dobré pohyblivosti člověka. Na stabilizaci trupu se podílejí současně krátké hluboko uložené svalové skupiny a delší povrchově ležící svaly. Hluboce uložené svaly jsou označovány jako stabilizační. Jsou nejbližší k kloubu a jejich tah působí v ose segmentu. Nastavují a udržují polohu v kloubu. Patří mezi ně krátké svaly podél páteře, krátké svaly v oblasti ramenních a kyčelních kloubů, bránice, svaly pánevního dna, m. transversus abdominis. Tyto svalové skupiny společně s nitrobřišním tlakem tvoří základ pro stabilizaci trupu. Za fyziologických podmínek se zapojují při všech pohybech končetin automaticky a umožňují jejich pohyb (Cresswell, Grundstrom, & Thorstensson, 1992; Kolář & Lewit, 2005; Véle, 1997; Véle, 2006).

Ve stabilním stoji se na udržování polohy podílejí především hluboké svaly páteře společně s dýchacími svaly, musculus iliopsoas, musculus soleus a svaly akra dolní končetiny.

V posturálně náročnější situaci postupuje korekce stoje disto-proximálním směrem. Na rostoucí nestabilitu reaguje organismus plantární flexí prstů, čímž chce rozšířit opěrnou bázi směrem dopředu. Následuje viditelná aktivita svalů lýtky a bérce, kterou lze nazvat jako „hru šlach“. Při dalším ztížení posturální situace dojde k aktivaci i stehenních svalů a dlouhých svalů trupu, které se snaží vrátit COP (centre of pressure) do středu opěrné báze. Nakonec nastane aktivita horních končetin ve smyslu abdukce. Se zvyšující se nestabilitou je zapotřebí zapojit větší podíl hmotnějších svalových skupin z důvodu většího silového momentu (Véle, 1997; Véle, 2006).

K udržení dané polohy proti zevním vlivům je nutná izometrická aktivita agonistických a antagonistických svalových skupin, tzv. koaktivace, která brání fázickému pohybu (Véle, 2006).

Vztah mezi funkcemi svalů musculus flexor digitorum brevis a musculus flexor digitorum longus ve stoji může sloužit pro diagnostiku začínající nestability. S porušenou stabilizací dochází k vyšším nárokům na její udržení a projeví se to tím, že opora na noze není o hlavičky metatarzů, ale více na distálních článcích prstů. Při tomto ději dojde k převaze silnějšího dlouhého flexoru prstů nad slabším krátkým (Véle, 2006).

2.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Stoj není statická činnost a nikdy nemůže být dokonale klidný. Rovnováha je neustále narušována vnitřními vlivy, jako jsou kontrakční síly svalů, bušení srdce, dýchání a tak dochází k vzájemným pohybům segmentů. Při dýchání dochází k pohybům hrudníku a břišní stěny a tím se mění i poloha průmětu těžiště do opěrné plochy. Neustálá řídicí funkce centrální nervové soustavy se považuje za příčinu změny polohy COP (centre of pressure) v klidném stoji (Paillard, 2012; Rougier, 2005; Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

2.3.1 Biomechanické a neurofyziologické faktory

Mezi biomechanické činitele řadíme např. gravitaci, hmotnost vyšetřovaného jedince, výšku těla, strukturu segmentů, velikost opěrné plochy, v jaké vzdálenosti je těžiště vyšetřovaného od opěrné báze, svalovou aktivitu. Rovnováha může být ovlivněna i charakterem kontaktu chodidel s podložkou a postavením jednotlivých segmentů těla vůči sobě. Při vyřazení zrakové kontroly dojde ke zhoršení posturální stability, ale zavření očí u zdravého jedince ve stoje by ho nemělo výrazněji ovlivňovat. Výskyt posturálních výchylek je do určité míry fyziologický. Pomocí posturografického vyšetření lze objektivizovat jaké titubace jsou ještě fyziologické a které jsou již patologicky zvětšené (Kolář, 2009; Véle, 1997; Véle, 2006).

Z neurofyziologických faktorů ovlivňuje posturální stabilitu souhra vestibulárních, zrakových, propioceptivních a exteroceptivních informací. Dále míra dráždivosti a vzrušivosti centrální nervové soustavy. V neposlední řadě hraje důležitou roli i psychika. Obava nebo strach z nezvládnutí situace způsobí nadměrné svalové napětí, které se podílí na rušení potřebné koordinace (Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

2.3.2 Únava

Únava je obranným a ochranným mechanismem organismu před potencionálním poškozením z přetížení (Havlíčková a kolektiv, 1994).

Dlouhodobá silná nebo opakovaná svalová kontrakce způsobuje svalovou únavu. Při tomto procesu dochází v tkáních ke snížení zásobního glykogenu, zvýšení hladiny kyseliny mléčné, ke snížení pH a změně prokrvení (Rokyta, 2000).

Nedostatek kyslíku způsobí nerovnováhu excitačně inhibičních dějů v centrální nervové soustavě, jež se projeví změnami vzruchové aktivity motoneuronů vedoucí k synchronizaci práce motorických jednotek. Tento stav nejprve vyvolá poruchy svalové koordinace, které se navenek projeví jako třes, v pozdějších stádiích až svalové křeče (Havlíčková a kolektiv, 1994).

Při cvičení svalů dochází ke zvýšení energetické spotřeby a tím se kladou větší nároky na krevní oběh, srdeční činnost, dýchání. Současně s tím dochází i ke zhoršení posturální kontroly. Svalová únava má vliv na kvalitu řízení pohybu (Pailard, 2012).

Mello, Oliveira a Nadal (2007) uvádějí, že únava svalů dolních končetin zvyšuje nároky na posturální kontrolu a dochází ke zvýšení výkyvů těla.

Bisson, McEwen, Lajoie a Bilodeau (2011) hodnotili vliv únavy svalů v oblasti kotníků a kyčelních kloubů na posturální stabilitu při stoje na dominantní dolní končetině. Stoj po dobu 30-ti sekund měřili na silových plošinách před provedením úkolu, který způsobí únavu svalů, po provedení zátěže a 30 minut po zátěži. Únava svalů po zátěži v oblasti kyčelních kloubů má větší vliv na posturální kontrolu než únava svalů v oblasti kotníků. Nicméně po 30-ti minutách po zátěži již není pozorován žádný vliv na posturální kontrolu stoje na jedné dolní končetině.

Harkins, Mattacola, Uhl, Malone, a McCrory (2005) hodnotili vliv únavy svalů v oblasti kotníku na posturální stabilitu. Pro unavení dominantní dolní končetiny provádělo 20 zdravých jedinců izokinetickou kontrakci svalů ve smyslu plantární a dorzální flexe. K měření síly kontrakce byl použit izokinetický dynamometr. Byly provedeny 2 protokoly, kdy v jednom došlo k 70 % snížení svalové síly (76 opakovaných kontrakcí) a ve druhém k 50 % snížení svalové síly (50 opakovaných kontrakcí). Posturální stabilita byla hodnocena na silové plošině ve stoje na dominantní končetině se zavřenýma očima. Z výsledků vyplývá, že při 70% snížení svalové síly došlo k výraznému zhoršení posturální stability na 75 s po ukončení svalové zátěže a při 50% snížení svalové síly na 35 s.

Krátkodobá intenzivní zátěž má větší negativní dopad na posturální stabilitu než zátěž aerobního charakteru vykonávaná po delší dobu mírnou intenzitou (Sztchórzewski, Jaworski, & Bujas, 2010).

Demura a Uchiyama (2009) ale popisují, že dlouhodobá aerobní cvičení ani krátkodobá anaerobní zátěž o vysoké intenzitě mají relativně malý vliv na posturální kontrolu ve vzpřímeném stoji u mladých zdravých mužů.

2.3.3 Motorické učení

Motorické učení je aktivní proces nervového systému, který se odehrává především v korových oblastech mozku (Dobošová, 2007). Během prvních měsíců života není plně myelizován pyramidový systém a pohyby jsou řízeny pouze extrapyramidovým systémem. V dospělosti existují tři možnosti působení mezi kortexem a subkortikálními oblastmi (Fel'dman & Meijer, 1999).

Pohyby řízené z kortikální úrovně vyžadují soustředěnost a jejich provádění je unavující. Na této úrovni především v oblasti parietálního a frontálního laloku dochází k učení nových motorických dovedností (Dobošová, 2007; Bernstein in Fel'dman & Meijer, 1999).

Pohyby vycházející z podkorové oblasti jsou automatické. Zahrnují naprostou většinu prováděných pohybů během dne (chůze, mluvení, psaní). Účast kortexu je redukována natolik, že k pohybům dochází podvědomě bez vědomé kontroly. Všechny pohyby z této skupiny nejsou vrozené, ale vzniklé na základě jejich trénování a opakování, které vede k zautomatizování dané činnosti. Provádění těchto pohybů je rychlejší, méně únavné a náročné (Dobošová, 2007; Bernstein in Fel'dman & Meijer, 1999).

Automatismy jsou určité pohyby ze subkortikální úrovně, na jejichž řízení se jedinec nemůže aktivně podílet, i když je do jisté míry může ovlivňovat. Patří mezi ně dýchání, mrkání, zívání, vyprazdňování, atd. Tyto automatismy jsou vrozené a daný jedinec je má k dispozici již od prvního dne narození (Bernstein in Fel'dman & Meijer, 1999).

Mezi kinezioterapeutickou metodu, která využívá motorické učení, patří senzomotorická stimulace. Jejím cílem je nově naučené pohyby na vědomé úrovni pomocí opakování a fixování převést do podvědomé kontroly (Dobošová, 2007).

2.4 Přehled možností pro hodnocení posturální stability

2.4.1 Statické testy posturální stability

Statické testy se provádějí v různých modifikacích stoje. Při vizuálním vyšetření stoje se hodnotí celková postura, stabilita vyšetřovaného podle tzv. „hry šlach“ extenzorů (hlezna a prstců) v oblasti kotníků a podle míry tubací trupu během provádění zkoušky (Opavský, 2005).

Nejjednodušším testem je volný bipedální stoj. Dalším testem je Rombergova zkouška, při které dochází k postupnému zvyšování náročnosti na udržení rovnováhy. Celkem zahrnuje vyšetření tři typy stoje. Stoj I představuje stoj s chodidly vzdálenými od sebe na šířku ramen, stoj II je stoj spojný s nohama u sebe a stoj III znamená stoj spojný se zavřenými očima. Vyšetření lze ještě ztížit pomocí tandemového stoje nebo provést zkoušku stoje na jedné dolní končetině, případně k tomu zavřít oči (Opavský, 2005; Vařeka, 2002b).

2.4.2 Dynamické testy posturální stability

Dynamické vyšetření se považuje oproti statickým testům k hodnocení posturální stability za průkaznější. Motorický systém má velkou schopnost kompenzačních a substitučních mechanismů a oslabení funkce se snáze projeví při zvýšené zátěži než v klidu (Vařeka, 2002a).

Dynamické testy zahrnují vyšetření chůze v různých modifikacích (chůze po špičkách, chůze po patách, tandemová chůze), dále např. člunkový běh, skok na jedné dolní končetině, skok sounož vertikálně (Opavský, 2005; Vařeka, 2002a).

Mezi další dynamické testy posuzující rovnováhu patří dosahové testy. Functional Reach Test popsáný Pamelou Duncan v roce 1990 je jednoduchým testem určeným pro starší populaci s rizikem pádů. Při tomto testu vyšetřovaný předpaží paži do 90° flexe a dosahuje před sebe, aniž by udělal krok. Měří se dosažená vzdálenost, podle které se určí riziko pádu (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990; Martins et al., 2012). Tento test hodnotí pouze přední stabilitu a podle Jonssona, Henrikssona a Hirschfelda (2003) je slabým měřítkem limitů stability. Výsledek měření je více ovlivněn pohybem trupu než posunem COP. Z toho důvodu by pro posouzení rovnováhy měly být vzaty v úvahu i vyrovnávací mechanismy.

U seniorů se setkáváme s bočními pády a s tím související zlomeninou krčku stehenní kosti. Proto je důležité vyšetřit boční stabilitu, kterou hodnotí Lateral Reach Test. Při tomto testu vyšetřovaný dosahuje abdukovanou paží v 90° v ramenním kloubu do strany. Opět se měří dosažená vzdálenost (Takahashi et al., 2006).

2.4.3 Posturografie

Posturografie spadá mezi přístrojové vyšetření posturální stability, které hodnotí změnu polohy centra tlaku (Vařeka, 2002a).

Posturografie může být dynamická nebo statická. Statická posturografie zachycuje výkyvy těla při stožení na pevné podložce. Při dynamické posturografii se podložka pod vyšetřovaným pohybuje. Posturografii nelze využít v diferenciální diagnostice nemocí spojených s nestabilitou nebo závratěmi. Posturografické vyšetření je vhodné pro kvantifikaci a sledování chorob spojených s narušenou kontrolou rovnováhy a držení těla. Rovněž slouží ke klinickému hodnocení stavu a dokumentaci průběhu nemoci.

U statické posturografie lze hodnotit vliv vizuální aferentace. Pokud je zhoršená propiocepce, roste význam zrakové kontroly a stoj je výrazně zhoršen zavřením očí (Timmann-Braun, 2012).

Ve stožení na silových plošinách můžeme pozorovat, jak kolísá rozložení zátěže chodidla v závislosti na vnitřních i vnějších faktorech. Mezi vnitřní faktory patří tvar klenby nohy, směr osy těla vůči směru gravitace, průmět těžiště do opěrné plochy, postavení hlavičky kyčelní kosti, postavení a konfigurace páteře aj. Ze zevních faktorů jde o sklon opěrné plochy, frikční vlastnosti podložky (případně obuvi). K výrazné změně rozložení zátěže chodidla dochází při pohybech trupu nebo končetin. Aferentní informace o těchto změnách se v centrální nervové soustavě podílí na řízení stabilizace polohy těla (Véle, 2006).

Posturografická měření jsou ovlivněna intraindividuální variabilitou běžné populace, omezenou reprodukovatelností v důsledku návyku nebo únavy či motivace probandů (El-Kahky, Kingma, Dolmans, & de Jong, 2000).

2.4.4 3D kinematická analýza

Pomocí 3D kinematické analýzy může být určeno i těžiště (COM), změny jeho polohy v prostoru a jeho průmět do opěrné plochy (COG). Nevýhodou této metody pro vyšetřování posturální stability je velmi drahé a náročné vybavení, jako jsou vysokorychlostní videokamery, příslušný hardware a software (Vařeka, 2002b).

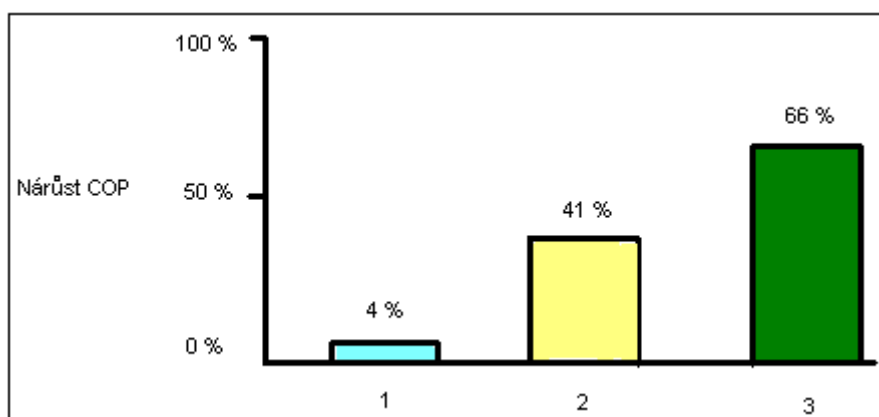
2.5 Vliv propioceptivních a exteroceptivních informací na posturální stabilitu

Aferentní informace ze svalů, šlach a kloubů jsou důležitou zpětnou vazbou pro řízení, opravu a stabilizaci polohy. Pro vzpřímené držení těla jsou nezbytné informace z oblasti hlavy, kde jsou umístěny hlavní orgány pro orientaci v zevním prostředí (zrak, sluch, vestibulární aparát), i z oblasti páteře, pánve a dolních končetin (Véle, 2006).

Porucha rovnováhy vzniká následkem nevyvážené funkce mezi senzoryckými vstupy. Případný zrakový deficit může být do určité míry nahrazen periferním vestibulárním aparátem a informacemi z exteroceptorů a propioceptorů (Palm et al., 2009).

Pokud se liší informace z jednotlivých receptorů, dochází k pocitům pohybové nejistoty až závratím. Za tuto nejistotu je zodpovědný vestibulární aparát. Na polohové nejistotě se účastní jak vestibulární aparát, tak zrakové informace, propioceptivní informace z páteře (především krčního úseku) a z dolních končetin (Véle, 2006).

Simoneau, Ulbrecht, Derr a Cavanagh (1995) uvádějí, že propiocepce má nezastupitelnou úlohu v kontrole držení těla a vizuální ani vestibulární systém nemůžou plně kompenzovat jeho sníženou funkci. Postižení somatosenzorického systému zvýší výkyvy COP o 66 %, kdežto poškození zraku způsobí zhoršení stability o 41 % a deficit vestibulárního systému jen o 4 % (Obrázek 3). Míra deficitu nebyla definována.



Vysvětlivky: 1 – deficit vestibulární aparátu; 2 – deficit zrakového aparátu, 3 – deficit somatosenzorického systému

Obrázek 3. Závislost pohybů COP při ovlivnění vestibulárního, zrakového a somatosenzorického systému u zdravých jedinců (upraveno podle Simoneau et al., 1995)

2.6 Zrakový aparát a vliv vizuální zpětné vazby na posturální stabilitu

Zrak má základní úlohu při celkové orientaci v prostoru. Zrakový systém dodává do CNS kontinuální informace o poloze těla a okolí. Pohyby očních bulbů zajišťují prostorovou orientaci. Jejich drobná svalová vlákna jsou řízena velkým počtem neuronů a umožňují tím velkou přesnost a rychlou možnost variace pohybu. Informace ze zrakových receptorů pomáhají kontrolovat polohu a postavení hlavy (Palm et al., 2009; Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

Vizuální kontrola hraje důležitou roli v udržování posturální stability (Palm et al., 2009). Podle Friedricha et al. (2007) je zrakem zajišťováno 80% informací z našeho smyslového vnímání a do jisté míry jím jsou kontrolovány a řízeny pohyby končetin a těla. Zrakový deficit je spojen se zvýšeným rizikem pádů, hlavně u starší populace.

Vizuální biofeedback poskytuje umělé zrakové informace o pohybu těla, doplňuje tak přirozené zrakové vjemy a podílí se na zlepšení rovnováhy. Využití vizuálního biofeedbacku během stoje v reálném čase formou COP na monitoru slouží k ohodnocení i tréninku posturální kontroly (Halická, Lobotková, Bučková, & Hlavačka, 2013).

Studie Palma et al. (2009) hodnotí vliv vizuálních a sluchových informací na posturální stabilitu. Měření probíhalo na balanční plošině Balance Biodex System spojené s obrazovkou. Největší nestabilita nastala ve stoji se zavřenými očima. Ke zlepšení stability došlo při stoji s otevřenými očima. Při zpětné vazbě poskytnuté přes displej nastalo největší zvýšení posturální stability. Vliv hudby nebyl pozorován. Z výsledků vyplývá, že s rostoucí mírou zrakové kontroly se zlepšuje posturální stabilita a nezávisí na vlivu sluchových podnětů.

Další studie hodnotící vliv vizuálních podnětů na posturální stabilitu byla hodnocena na silových plošinách s vibrační stimulací lýtkových svalů. Nejmenší výchylky byly naměřeny při vzpřímeném stoji s otevřenými očima bez narušení zorného pole. Největší výchylky se vyskytovaly při odebrání zpětné vizuální kontroly a to při otevřených očích za tmy a při zavřených očích. Na začátku měření byly výrazně vyšší výchylky při stoji s otevřenými očima ve tmě než s očima zavřenými. Může to být následkem toho, že při otevřených očích mozek očekává vizuální aferentní informace a pokud je nedostává, zvýrazní se posturální nestabilita (Hafström, Fransson, Karlberg, Ledin, & Magnusson, 2002).

Pomalé pohyby očí zvyšují nároky na udržení posturální stability ve vzpřímeném stoji a tak např. spontánní nystagmus zapříčiňuje zhoršení rovnováhy (Friedrich et al., 2007; Glasauer, Schneider, Jahn, Strupp, & Brandt, 2005; Rougier & Garin, 2007).

Při vyšetření stoje se zavřenýma očima na silových plošinách dojde ke zvýšení rychlosti změn polohy COP, růstu variability výchylek a zvětšení plochy konfidenční elipsy (Vařeka, Pudilová, Elfmark, Janura, Janeček in Vařeka, 2002b).

2.7 Vliv vestibulárního aparátu na posturální stabilitu

Vestibulární aparát podává informace o směru gravitace za klidových i měnících se podmínek. Polokruhové kanálky jsou citlivé na změnu rychlosti pohybu a váčky sacculus a utriculus poskytují informace o lineárním zrychlení (gravitaci). Informace z vestibulárního aparátu je porovnávána se zrakovými a proprioceptivními informacemi z oblasti krční páteře, rameních a pánevních pletenců a z chodidel (Ambler, 2006; Véle, 2006).

Vestibulární systém v klidném stoji primárně řeší situace s protichůdnými sensorickými informacemi. Chronický vestibulární deficit je v klidu relativně dobře kompenzován zrakem a propriocepcí (Adamcova & Hlavacka, 2007; Simoneau et al., 1995).

2.8 Vliv kognitivního úkolu na posturální stabilitu

Kognitivním úkolem nastane změna pozornosti a ztíží se podmínky pro posturální kontrolu při chůzi či balancování v labilních situacích (Condron & Hill, 2002).

Posturální kontrola při plnění kognitivního úkolu je modifikovaná zvláště u seniorů a v přítomnosti patologie v rámci pohybového systému (Dault, Geurts, Mulder, & Duysens, 2001).

Condron a Hill (2002) popisují využití kognitivního úkolu při stoji na silové plošině jako možnou diagnostiku zvýšeného rizika pádů u starších lidí. Zjišťují, zda zařazení kognitivního úkolu ke klasické posturografii dokáže lépe rozlišit výsledky mezi zdravými mladými jedinci, staršími zdravými jedinci a staršími jedinci s mírným rizikem výskytu pádů. Měření probíhalo na silové plošině Chattecx Balance System. Celkem proběhlo u každého jedince 6 testů po 25s ve třech modifikacích: stoj na stabilní plošině, na plošině naklánějící se předozadně a laterolaterálně. Jedno měření probíhalo s kognitivním úkolem a druhé bez něj. Při plnění kognitivního úkolu měli počítat po celou dobu měření co nejrychleji od 3 do 1. Z výsledků vyplývají signifikantní rozdíly mezi mladými zdravými a staršími zdravými jedinci v předozadním a laterolaterálním směru při i bez kognitivního úkolu. Na stabilní plošině u těchto dvou skupin nebyly nalezeny žádné rozdíly. Další rozdíly byli mezi staršími zdravými jedinci a staršími jedinci s rizikem pádů v předozadním směru. Větší rozdíly mezi těmito dvěma skupinami byly při kognitivním úkolu. Měření dynamické rovnováhy s kognitivním úkolem je spolehlivou metodou k rozlišení mezi zdravými staršími jedinci a staršími jedinci s rizikem pádů.

Jamet, Deviterne, Gauchard, Vancon, & Perrin (2007) ve své studii zkoumali, jak kognitivní úkol při stoji na silových plošinách ovlivní posturální stabilitu u stárnoucí populace. Měření probíhalo 20 sekund u 79 jedinců. Přibližně třetina probandů byla ve věku 22 let, další třetina ve věku 43 let a poslední ve věku 71 let. Kognitivní úkol byl rozdělen na 3 části. V první části počítali jedinci pomalu a srozumitelně od 7 do 1. Následně měli podle Stroopova testu¹ (viz str. 28) popsat barvu, kterou bylo napsáno dané slovo a nakonec provést audioverbální úkol. Ten spočíval v tom, že jedincům byla řečena z různých stran některá strana (např. zleva u hlavy jim řekli slovo zprava) a oni měli říct, zda strana, kterou slyší, ve skutečnosti odpovídá dané straně. Podle výsledků jsou u starší populace signifikantně vyšší výchyly sledovaných parametrů než

u skupiny mladých jedinců. Kognitivní úkol se stárnoucí populací zvyšuje nároky na udržení posturální stability.

¹ Stroopův test se řadí mezi psychologické testy a využívá se k testování pozornosti a specifických poruch učení. Pokud jedinec vykonává nějaký úkol, je snadno vyrušen svými automatickými reakcemi a návyky. Tohoto faktu využívá tento test, který má mnoho modifikací. Jednou variantou testu je, že vyšetřovaný má říkat barvy jednotlivých slov, které vidí před sebou (př. zelená, fialová, modrá, zelená, červená, modrá). Při testu můžeme zjistit, že pokud jsou slova napsána jinou barvou, než je jejich význam, jedinec má tendenci automaticky číst jejich význam a zpomaluje se jeho schopnost správně rozeznat barvy (Plháková, 2004).

2.9 Biofeedback

Pojem biofeedback je dobře znám od roku 1950. K tomu, aby se podílel na zlepšení posturální stability se začal používat v 70. a 80. letech 20. století. Nicméně v současné době s rozvojem nových technologií narůstá jeho významu. Zařízení s využitím biofeedbacku je složené ze senzoru, který získává biologické vstupy zpětné vazby, dále z procesoru, který převádí tyto biologické vstupy do nové informace srozumitelné pro uživatele a z rozhraní, které zprostředkovává informace pro uživatele (Dozza, Chiari, Peterka, Wall, & Horak, 2011).

Je důležité rozlišovat, zda ke zlepšení posturální stability došlo pomocí biofeedbacku nebo v důsledku jiných mechanismů, jako jsou placebo efekt nebo účinky spontánního motorického učení (Dozza et al., 2011).

Audio-biofeedback využívá zpětné vazby přes sluchový aparát. U zdravých jedinců ale i u pacientů s bilaterální vestibulární poruchou audio-biofeedback zlepšuje jejich posturální stabilitu a může tak nahradit nedostatek informací z vestibulárního systému (Dozza, Horak, & Chiari, 2007; Dozza et al., 2011).

Využití zvukového i vizuálního biofeedbacku snižuje posturální výkyvy. Míra jejich efektu závisí na typu sensorického kódování a každý typ zpětné vazby může podpořit jinou posturální strategii. Audio-biofeedback má větší vliv na snížení hodnot COP v porovnání s vizuálním biofeedbackem, který má větší vliv na snížení výkyvů trupu (Dozza, Chiari, Hlavacka, Cappello, & Horak, 2006).

2.10 Virtuální realita

Virtuální realitu lze definovat jako uživatelské rozhraní počítače, které zahrnuje v reálném čase simulaci prostředí nebo činnosti, které umožňují interakci mezi počítačem a uživatelem prostřednictvím smyslových kanálů (Burdea, 2003).

Virtuální prostředí může být dvourozměrné nebo třírozměrné. Předkládá komplexní multimodální smyslové informace pro uživatele a může vyvolat značný pocit opravdovosti, i přes jeho umělý charakter (Adamovich, Fluet, Tunik, & Merians, 2009).

Využití virtuální reality v rehabilitaci má značné výhody, jako jsou motivace pacienta, adaptabilita a variabilita podle léčby konkrétního pacienta, možnost ukládání dat, on-line vzdálený přístup k datům. Jedině tento nový druh terapie více zaujme a je k léčebnému procesu více motivován. Na druhou stranu má virtuální realita i svá negativa. Patří mezi ně vysoká pořizovací cena, nedostatečné počítačové dovednosti terapeutů ale i pacientů, nedostatečná komunikační infrastruktura (pro telerehabilitaci zejména ve venkovských oblastech) a bezpečnost pacientů (Burdea, 2003).

Virtuální realita může být využita v tréninku posturální kontroly a rovnováhy pomocí vizuální zpětné vazby, kdy dojde ke konfliktu mezi vizuálními, vestibulárními a somatosenzorickými informacemi. Zpětná vazba se upravuje podle rychlosti a náročnosti s cílem ztlížit situaci pro statické a dynamické strategie, které zajišťují posturální stabilitu při senzomotorickém tréninku (Adamovich et al., 2009).

2.11 Opakovatelnost měření

Opakovatelnost měření představuje těsnost shody mezi po sobě následujícími výsledky měření téže veličiny, za stejných podmínek. Mezi podmínky opakovatelnosti patří:

- stejná měřicí metoda;
- stejné měřicí zařízení;
- stejné pracovní podmínky (př. teplota, vlhkost);
- stejná osoba, která vykonává měření,
- stejné místo,
- opakování v krátkém čase (Anonymous, 2013)

Základní definice opakovatelnosti měření je stanovena podle mezinárodního standardu ISO 5725 z roku 1986.

Clair a Riach (1996) hodnotili opakovatelnost měření na silových plošinách. Zjistili, že doba trvání zkoušky ovlivňuje měření posturálních výkyvů (postural sway) a při zkouškách trvajících 10 sekund a méně je měření nejméně spolehlivé. Optimální spolehlivost při opakovaných měřeních je získána při zkouškách trvajících 20 a 30 sekund. COP (centre of pressure) se zvyšuje s delším trváním testu, zatímco reakční síla podložky a rychlost se mírně snižují.

Forsman, Haeggstrom, Wallin, Esko a Pyykko (2007) zkoumali vliv denní doby na posturální stabilitu a její opakovatelnost na silových plošinách. Pro vliv denní doby na posturální stabilitu proběhla 3 měření: v 8:30, 10:30 a 13:30. Pro opakovatelnost měření se vzala ranní hodnota měření jednou týdně po dobu jednoho měsíce. Z výsledků vyplývá, že posturální kontrola se v průběhu dne zhoršuje a dá se poznat, zda bylo měření provedeno ráno nebo odpoledne. Posturografická měření jsou opakovatelná a mají cirkadiánní efekt, který může být ovlivněn ospalostí.

Rogind, Simonsen, Era a Bliddal (2002) porovnávali měření posturálních výkyvů na silové plošině Kistler 9861A používanou v laboratorních podmínkách a Chattecx Balance System[®] pro měření dynamické posturální stability. Studie se zúčastnilo 29

zdravých probandů. Proběhla čtyři měření, první dvě na začátku výzkumu a další dvě po 2-4 týdnech. Doba jednoho měření byla 25 sekund. Obě dvě plošiny fungují na jiném principu. Plošina Kistler je založena principu piezoelektrického měření reakční síly podložky ve třech směrech (mediolaterálním, anteroposteriorním a vertikálním). Chattecx Balance System[®] využívá tenzometrického měření pouze vertikální reakční síly podložky. Podle výsledků je měření na obou dvou plošinách v laboratorních podmínkách reliabilní a reprodukovatelné.

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle práce

Hlavní cíl:

1. Hodnocení krátkodobé opakovatelnosti měření posturální stability u zdravých jedinců při stoji na obou dolních končetinách na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

Vedlejší cíle:

1. Hodnocení vlivu vizuálního biofeedbacku v korigovaném stoji na posturální stabilitu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.
2. Posouzení vlivu vnějších podmínek (různých typů stoje na balanční plošině Gym Top USB Professional) na posturální stabilitu zdravých jedinců.
3. Porovnání posturální stability u mužů a žen při stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

3.2 Výzkumné otázky

1. Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje vyjádřená krátkodobou opakovatelností u zdravých jedinců na balanční pomůcce Gym Top USB Professional při třech za sebou jdoucích pokusech?
2. Existují rozdíly ve sledovaných parametrech (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) u zdravých jedinců v korigovaném stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional s využitím a bez využití vizuální zpětné vazby?
3. Mají různé typy stoje (korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj, korigovaný stoj s vyloučením zraku, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, volný stoj o úzké bázi) vliv na sledované parametry (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) při stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional?
4. Existuje rozdíl v hodnocených parametrech (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) mezi skupinou mužů a žen při plnění jednotlivých úkolů?

Vysvětlivky: Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny, S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru, S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru, A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 53 studentů Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 34 žen (ve věku 19-25 let, průměrný věk 21,8 let) a 19 mužů (ve věku 19-25 let, průměrný věk 21,9 let). Podmínkou pro zařazení do výzkumu bylo vyloučení mozečkových a vestibulárních poruch.

Před zahájením měření byli probandi seznámeni s jeho průběhem, s cílem diplomové práce a podepsali informovaný souhlas. Mohli měření kdykoli přerušit. Zároveň byla zajištěna bezpečnost při vyšetření a samotném měření a bylo zachováno klidné a tiché prostředí.

4.2 Standardní podmínky měření

Měření se uskutečnilo v listopadu 2012 v biomechanické laboratoři na katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury. V místnosti byli dva testující, kteří prováděli vlastní měření a vyšetření. První testující informoval probandy o způsobu měření a zajistil podpis informovaného souhlasu. Dále předal probandům dotazník, provedl kineziologické a neurologické vyšetření. Současně v rámci jiné diplomové práce zajistil měření probandů na silových plošinách pro porovnání výsledků s balanční pomůckou Gym Top USB Professional. Druhý testující prováděl měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

4.3 Výzkumná metoda

4.3.1 Souhlas etické komise

Před zahájením projektu byla vypracována žádost o schválení výzkumu etickou komisí a následně získán souhlas Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého s tímto výzkumem (viz kapitola 11 Přílohy).

4.3.2 Informovaný souhlas probandů s měřením

Informovaným souhlasem potvrdil daný jedinec účast na studii. Byl obeznámen s cílem diplomové práce, postupem a charakterem měření a vyšetření. Byl ubezpečen o zaručení důvěrnosti a ochrany získaných dat (viz kapitola 11 Přílohy).

4.3.3 Dotazník pro účastníky měření

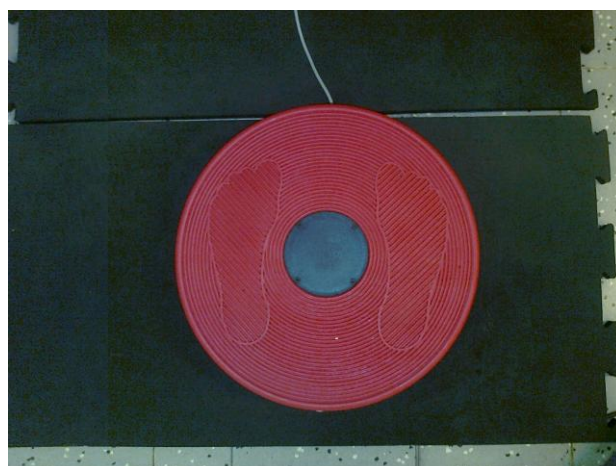
Dotazník obsahoval základní informace o probandovi, osobní a sportovní anamnézu a informace ohledně znalosti senzomotorického tréninku a pojmu „malá noha“ (viz kapitola 11 Přílohy).

4.3.4 Vyšetření před měřením

V rámci vyšetření došlo k vyloučení mozečkových a vestibulárních poruch. Byla provedena orientačně aspekce, Rombergova zkouška, vyšetření mozečku, somatognózie a propiocepce (viz kapitola 11 Přílohy).

4.3.5 Gym Top USB Professional

Gym Top USB Professional je balanční plošina tvaru kulové úseče, která je novou pomůckou v oboru rehabilitace (Obrázek 4). Lze ji využít k senzomotorickému tréninku v rámci individuální fyzioterapie, tak i k domácímu a sportovnímu tréninku. Na rozdíl od klasických balančních pomůcek pracuje s principem zpětné vazby a oslovuje tak nejen propioceptory a exteroceptory, ale i zrakové a sluchové receptory.



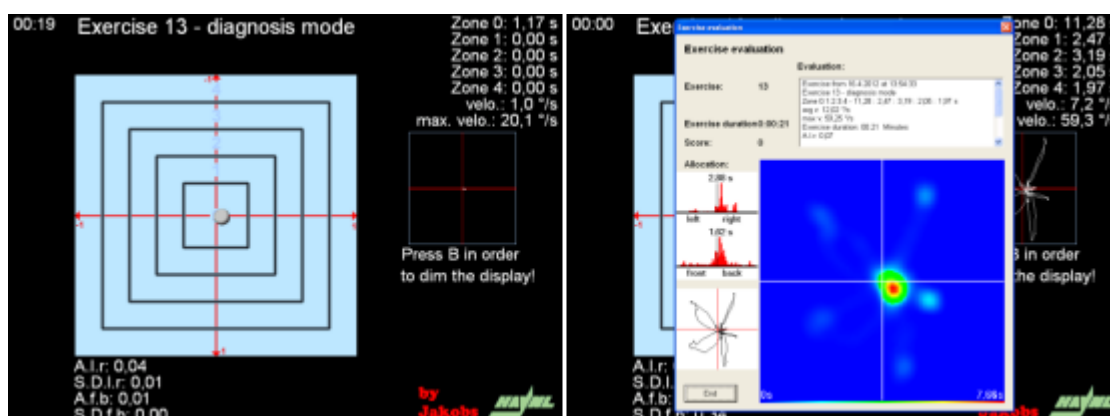
Obrázek 4. Balanční pomůcka Gym Top USB Professional

Pomůcka je pomocí USB konektoru připevněna k počítači, součástí je instalační program, který je nutno nejprve nainstalovat.

Program obsahuje 14 cvičení, z toho cvičení 13 a 14 představují diagnostický režim. Součástí programu jsou i dvě hry. U každého cvičení lze nastavit čas a obtížnost od 1 (lehká obtížnost) do 10 (těžká obtížnost). Doporučenou obtížností je stupeň 5.

Průběh cvičení lze u jednotlivých probandů ukládat. Z těchto dat lze následně sestavit dlouhodobou statistiku, která dokumentuje vývoj terapie.

V této diplomové práci bylo při měření použito cvičení 13 – diagnostický režim (Obrázek 5). Plocha na monitoru, ve které je umístěna kulička, je rozdělena na 5 zón.



Obrázek 5. Diagnostický režim – cvičení č. 13 (program Gym Top USB Professional)

Pomůcka obsahuje akcelerometr, který snímá náklon plošiny. Na základě tohoto náklonu jsou vypočítány veškeré parametry, které hodnotí stoj na této pomůcce. Pokud se postavíme na pomůcku, před námi na monitoru se zobrazí kulička, kterou můžeme definovat souřadnicemi φ_x a φ_y , kdy φ_x znamená úhel mediolaterální a φ_y úhel anteroposteriorní.

Výsledky cvičení jsou znázorněny v krátkodobé statistice. Z této krátkodobé statistiky bylo vybráno 6 parametrů, které byly použity při statistickém zpracování. Tyto sledované parametry jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tabulka 1. Sledované parametry z krátkodobé statistiky pomůcky Gym Top USB Professional

Zkratka sledovaných parametrů	Jednotka	Název sledovaných parametrů
Avg v	[°/s]	průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny
Max v	[°/s]	maximální úhlová rychlost náklonu plošiny
S.D.f.b	[°]	směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru
S.D.l.r.	[°]	směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru
A.f.b	[°]	průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru
A.l.r.	[°]	průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru

Vysvětlivky: °/s – stupeň za sekundu, ° - stupeň

4.3.6 Zásady použití

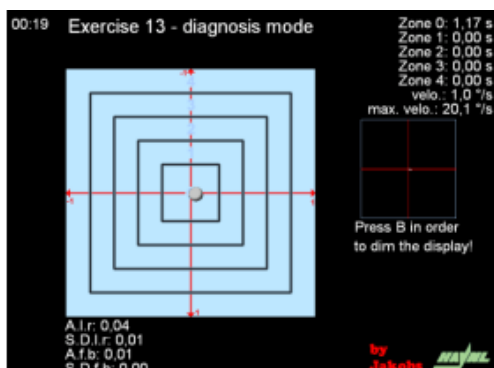
Dle manuálu Gym Top USB Professional (Jacobs GmbH, 2006) by při používání této balanční pomůcky měla být dodržena určitá doporučení.

Plošina by měla být umístěna na rovné protiskluzové podložce. Pro nástup a sestup by měla být v blízkosti pomůcky možnost přidržet se stolu, zdi či žebřin. V blízkém okolí by se neměly vyskytovat ostré předměty, o které by se mohl jedinec poranit v případě ztráty rovnováhy.

Na pomůcce se cvičí naboso, popřípadě v neklouzavé uzavřené obuvi, dle typu tréninku. Pomůcka je vyrobena z materiálu, který lze bez problému dezinfikovat. Nosnost plošiny je 120 kg.

4.3.7 Poloha Gym Top USB Professional a monitoru při měření

Balanční pomůcka Gym Top USB Professional byla položena na rovnou protiskluzovou podložku vedle stolu, kterého se dalo přidržet při nástupu a sestupu na pomůcku. Provedla se kalibrace pomůcky jedním orientačním měřením, tak aby výchozí poloha kuličky na monitoru byla uprostřed grafu (Obrázek 6). Případně došlo k podložení a vyrovnání nerovnosti pod podložkou.



Obrázek 6. Výchozí poloha kuličky na monitoru uprostřed grafu - cvičení č. 13, diagnostický režim (program Gym Top USB Professional)

Monitor byl umístěn tak, aby jeho výška byla co nejvíce v úrovni očí probanda a zajistilo se optimální držení těla (Obrázek 7). Vzdálenost monitoru od testovaného jedince byla upravena dle jeho zrakových schopností. Krátký spojovací kabel pomůcky s počítačem ovšem nedovolil ideální nastavení u vyšších probandů.



Obrázek 7. Umístění pomůcky Gym Top USB Professional a monitoru s počítačem

4.3.8 Měření na Gym Top USB Professional

Na balanční pomůcce Gym Top USB Professional proběhlo u jednoho probanda celkem 11 měření. K měření bylo z programu Gym Top USB Professional vybráno cvičení číslo 13 – diagnostický režim, kterým se získaly hodnoty potřebné pro statistické zpracování. Doba jednoho měření byla 30 sekund a stupeň obtížnosti 5.

Před měřením bylo probandům vysvětleno, jak mají nastupovat a sestupovat z balanční pomůcky – s pomocí přidržení se stolu a pomalu nejprve jednou nohou a pak druhou. Měření probíhalo na boso s vyhrnutými nohavicemi, aby tak bylo dobře vidět na plochu kontaktu chodidla s podložkou. Testující kontroloval, aby se daný jedinec postavil na pomůcku vždy na stejné místo. Zbytek oblečení byl pro jejich komfort a zmírnění vlivu stresu zanechán. Po každém probandovi byla pomůcka vydezinfikována.

Pro seznámení s pomůckou a snížení vlivu učení si před měřením na plošině probandi vyzkoušeli volný stoj, přesunutí těžiště dopředu, dozadu, do stran, mírný podřep a stoj se zavřením očí.

Samotné měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional zahrnovalo:

- volný stoj;
- třikrát korigovaný stoj (definice korigovaného stoje bude rozepsána později při popisu tohoto stoje) s vizuální zpětnou vazbou (s pohledem na monitor);
- třikrát korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby (s pohledem před sebe mimo monitor);
- korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu;
- volný stoj o úzké bázi;
- korigovaný stoj s pomalým pohybem očí;
- korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

V případě únavy během měření se jedinec posadil na židli a odpočinul si.

➤ Volný stoj

První byl u všech probandů měřen volný stoj s povel: „stůjte rovně a snažte se udržet co největší stabilitu“.

➤ Korigovaný stoj

Poté jim byl vysvětlen korigovaný stoj a proběhl nácvik tohoto stoje mimo balanční pomůcku. Testující ohodnotil kvalitu postavení, a pokud bylo nutné, provedl jeho korekci. Pro všechny testované byly zvoleny stejné instrukce:

Postavte se na šířku kyčelních kloubů, prsty na nohou směřují dopředu, mírně pokrčte kolena a vytočte je zevně, vnímejte tři body opory na plosce – pod hlavičkou 1. metatarsu, pod hlavičkou 5. metatarsu a na patě. Protáhněte se v podélné ose páteře, srovnejte hlavu, spusťte křížovou kost dolů, ramena nechte uvolněná a lehce je tlačte dolů (Kolář, 2009).

➤ Korigovaný stoj s a bez vizuální zpětné vazby

Po naučení korigovaného stoje proběhl nácvik tohoto stoje na balanční pomůcce a následná tři měření korigovaného stoje s a bez vizuální zpětné vazby. Při korigovaném stoji s vizuální zpětnou vazbou se probandí dívali na kuličku na monitoru, definovanou souřadnicemi φ_x a φ_y . Tento bod měli udržet v klidu bez pohybu a neměli se ho snažit

dostat do středu grafu. Při korigovaném stoju bez vizuální zpětné vazby se jedinci dívali před sebe do pevného bodu, který byl nakreslen v podobě tečky na papír a připevněn do výšky jejich očí.

➤ Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu

Dalším testovaným stojem byl korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu. Probandi měli rychle odpovídat na pokládané otázky sestavené ze všeobecných znalostí a jedné otázky týkající se jejich osoby. Tyto otázky nejsou standardizované, ale navržené tak, aby se jedinec nad nimi musel zamyslet a došlo k ovlivnění jeho pozornosti. Přehled testovaných otázek zobrazuje Tabulka 2.

Tabulka 2. Přehled testovaných otázek

Číslo otázky	Položená otázka
1	Co jste měl/měla včera k obědu?
2	Jaké je hlavní město Norska?
3	Kolik je 28-11?
4	Jaké písmeno je v abecedě po písmenu G?
5	Kdy se Česká republika připojila k Evropské unii?
6	Kolikátého je dnes?

➤ Volný stoj o úzké bázi

Při volné stoju o úzké bázi stál jedinec s nohama u sebe a díval se před sebe do pevného bodu.

➤ Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí

Při korigovaném stoju s pomalým pohybem očí si měl vyšetřovaný představit velkou ležatou osmičku, kterou pomalu očima obkresloval.

➤ Korigovaný stoj bez zrakové kontroly

Při korigovaném stoju s vyloučením zraku byl dotyčný vyzván k zavření očí v korigovaném stoju. Testující stál blízko za ním a v případě nestability mohl jedince zachytit.

Počet testovaných stojů a pokyny pro každý stoj zobrazuje Tabulka 3.

Tabulka 3. Počet měření jednotlivých stojů a pokyny pro každý stoj

Počet měření	Druh stoje	Pokyn
1	Volný stoj	Stůjte volně a snažte se udržet stabilitu
3	Korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby	Postavte se do korigovaného stoje a dívejte se před sebe
3	Korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou	Postavte se do korigovaného stoje a snažte se udržet kuličku na monitoru v klidu
1	Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu	Postavte se do korigovaného stoje a rychle odpovídejte na kladené otázky
1	Volný stoj o úzké bázi	Dejte nohy k sobě, stůjte volně a snažte se udržet stabilitu
1	Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí	Postavte se do korigovaného stoje, představte si před sebou velkou ležatou osmičku a pomalu ji očima obkreslujte
1	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly	Postavte se do korigovaného stoje a zavřete oči

Pořadí testovaných stojů

Pořadí měřených stojů bylo takové, že první byl u všech probandů měřen volný stoj. Aby se minimalizoval vliv učení, proběhla dvojí randomizace.

První randomizace výzkumného souboru byla provedena podle mechanismu „lichý sudý“ na skupinu A a B. Do skupiny A byl zařazen každý lichý jedinec, do skupiny B sudý. U skupiny A byl měřen jako první korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a až jako druhý korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou. U skupiny B bylo opačné pořadí.

Druhá randomizace byla stanovena podle pořadí. U první poloviny probandů (1. – 27. proband) byl třetím stojem korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, čtvrtý volný stoj o úzké bázi, pátý korigovaný stoj bez nebo s vizuální zpětnou vazbou (dle skupiny jedince) a nakonec korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly. U druhé poloviny testovaných (28. – 53. proband) byl jako třetí měřen korigovaný stoj bez zrakové kontroly, čtvrtý korigovaný stoj s pomalými pohyby očí, pátý korigovaný stoj bez nebo s vizuální zpětnou vazbou (dle skupiny jedince) a naposled volný stoj o úzké bázi a korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu. Pořadí testovaných stojů je uvedeno v Tabulce 4.

Tabulka 4. Pořadí testovaných stojů

Pořadí stojů	Měřené stoje u 1. poloviny probandů (1. – 27. proband)	Měřené stoje u 2. poloviny probandů (28. – 53. proband)
1.	Volný stoj	Volný stoj
2.	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou (skupina A/B)	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou (skupina A/B)
3.	Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly
4.	Volný stoj o úzké bázi	Korigovaný stoj s definovaným vizuálním podnětem
5.	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou (skupina A/B)	Korigovaný stoj bez/s vizuální zpětnou vazbou (skupina A/B)
6.	Korigovaný stoj s definovaným vizuálním podnětem	Volný stoj o úzké bázi
7.	Korigovaný stoj bez zrakové kontroly	Korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu

4.4 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl výzkumný soubor rozlišen podle pohlaví. Získaná data byla nejprve zpracována v programu Microsoft Office Excel 2007. Statistické výpočty byly provedeny v softwaru STATISTICA 10. Pro hodnocení dat z pomůcky Gym Top USB Professional byly vypočítány základní popisné charakteristiky (aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka) pro každou proměnnou. Pro zjišťování vlivu podmínek (vlivu různých typů stoje na posturální stabilitu) byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test. K porovnání hodnot mezi pohlavími byl vybrán nepárový Mann-Whitney U test. Byla stanovena hladina spolehlivosti α , která byla určena na 0,05. Pro vyhodnocení opakovatelnosti měření byl aplikován Intraclass correlation coefficient (ICC). Podle tohoto koeficientu je opakovatelnost měření tím vyšší, čím víc se blíží k 1 (Bartko, 1966).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka č. 1

Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje vyjádřená krátkodobou opakovatelností u zdravých jedinců na balanční pomůcce Gym Top USB Professional při třech za sebou jdoucích pokusech?

Tato výzkumná otázka se zaměřuje na hodnocení intraindividuální variability stoje probandů v korigovaném stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional s vizuální zpětnou vazbou a bez vizuální zpětné vazby. Pro každý stoj byly provedeny tři pokusy měření po 30 sekundách v tentýž den.

Pro vyhodnocení měření byl použit Intraclass correlation coefficient (ICC). Tento koeficient ukazuje, že čím se hodnoty blíží k 1, tím je opakovatelnost měření vyšší.

Podle Bartka (1966) představují hodnoty ICC v procentech v rozmezí 80-100 % vynikající opakovatelnost, mezi 60-80 % dobrou opakovatelnost a hodnoty pod 60 % slabou opakovatelnost.

Hodnoty ICC jsou ve všech sledovaných parametrech kromě maximální úhlové rychlosti náklonu plošiny (*Max v*) u obou typů stoje nad 0,7.

U korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby ukazují tři parametry (průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.*, průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v* a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru *S.D.l.r.*) vynikající opakovatelnost. Zbývající parametry (průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru *A.l.r.* a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *S.D.f.b.*) vykazují dobrou opakovatelnost.

U korigovaného stoje s vizuální zpětnou vazbou jsou hodnoty ICC nad 80 % u 3 parametrů (průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.* a mediolaterálním směru *A.l.r.*; průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*) a splňují podmínky pro vynikající opakovatelnost. Parametry směrodatných odchylek náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (*S.D.f.b.*) a mediolaterálním směru (*S.D.l.r.*) mají dobrou opakovatelnost.

Hodnoty ICC jsou znázorněny v Tabulce 5.

Tabulka 5. Hodnoty koeficientu Intraclass correlation coefficient pro korigovaný stoj s a bez vizuální zpětné vazby na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Parametr	ICC	
	KSB	KSS
A.f.b. [°]	0,890	0,879
A.l.r. [°]	0,719	0,883
Avg v [°/s]	0,868	0,876
Max v [°/s]	0,526	0,599
S.D.f.b. [°]	0,729	0,798
S.D.l.r. [°]	0,819	0,764

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; KSS – korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou; ICC – Intraclass correlation coefficient

5.2 Výzkumná otázka č. 2

Existují rozdíly ve sledovaných parametrech (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) u zdravých jedinců v korigovaném stoju na balanční pomůcce Gym Top USB Professional s využitím a bez využití vizuální zpětné vazby?

U korigovaného stoje s i bez vizuální zpětné vazby proběhla tři měření po 30 sekundách. Z těchto tří pokusů byl vypočítán aritmetický průměr a směrodatná odchylka, (se kterými se pracovalo při statistickém zpracování). K porovnání dat byl použit Wilcoxonův párový test.

Mezi korigovaným stojem s vizuální zpětnou vazbou a korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (Tabulka 6) existují statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (Avg v), průměr náklonu plošiny v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (A.l.r., A.f.b.) a směrodatná odchylka náklonu plošiny mediolaterálním směru (S.D.l.r.).

Tabulka 6. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	KSB		KSS		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,102	0,066	0,076	0,060	0,019*
A.l.r. [°]	0,071	0,031	0,050	0,029	0,000*
Avg v [°/s]	2,694	0,947	2,414	0,734	0,002*
Max v [°/s]	38,888	13,778	40,356	15,976	0,487
S.D.f.b. [°]	0,028	0,013	0,028	0,012	0,878
S.D.l.r. [°]	0,024	0,012	0,018	0,008	0,000*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; KSS – korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

5.3 Výzkumná otázka č. 3

Mají různé typy stoje (korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj, korigovaný stoj s vyloučením zraku, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí) vliv na sledované parametry (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) při stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional?

V rámci této výzkumné otázky byl pozorován vliv různých vnějších podmínek na posturální stabilitu. Jednotlivé typy stoje (korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj, korigovaný stoj s vyloučením zraku, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí) se porovnávají s korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby. Dále je porovnáván volný stoj s volným stojem o úzké bázi.

a) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem při plnění kognitivního úkolu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a korigovaným stojem s plněním kognitivního úkolu (KU) je statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) pouze v parametru průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (A.f.b.). V ostatních parametrech nejsou statisticky významné rozdíly.

Při plnění kognitivního úkolu ve stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional nastal rozdíl pouze v jednom ze šesti sledovaných parametrů. V našem referenčním vzorku daný kognitivní úkol nezpůsobil významné rozdíly.

Hodnoty jednotlivých parametrů pro KSB a KU jsou znázorněny v Tabulce 7.

Tabulka 7. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	KSB		KU		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,102	0,066	0,129	0,081	0,009*
A.l.r. [°]	0,071	0,031	0,076	0,039	0,269
Avg v [°/s]	2,694	0,947	2,814	1,305	0,674
Max v [°/s]	38,888	13,778	44,202	21,432	0,204
S.D.f.b. [°]	0,028	0,013	0,020	0,026	0,426
S.D.l.r. [°]	0,024	0,012	0,026	0,028	0,662

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; KU – korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

b) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s volným stojem na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a volným stojem (VS) jsou zjištěny statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (Avg v) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (S.D.f.b.). V ostatních parametrech nejsou statisticky významné rozdíly. Statistické charakteristiky pro dané parametry jsou uvedeny v Tabulce 8.

Statisticky významné rozdíly jsou jen ve dvou parametrech a u parametru S.D.f.b. je tento rozdíl na hranici statistické významnosti. Z výsledků vyplývá, že mezi normálním volným stojem a korigovaným stojem na balanční pomůcce Gym Top USB Professional není u daného vzorku jedinců významný rozdíl.

Tabulka 8. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a volný stoj na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	KSB		VS		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,102	0,066	0,123	0,072	0,165
A.l.r. [°]	0,071	0,031	0,075	0,043	0,462
Avg v [°/s]	2,694	0,947	3,097	1,322	0,006*
Max v [°/s]	38,888	13,778	42,840	23,629	0,568
S.D.f.b. [°]	0,028	0,013	0,038	0,035	0,046*
S.D.l.r. [°]	0,024	0,012	0,025	0,017	0,846

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; VS – volný stoj; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

c) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem bez zrakové kontroly na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a korigovaným stojem bez zrakové kontroly (ZO) existuje statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \ v$), maximální úhlová rychlost náklonu plošiny ($Max \ v$) a směrodatné odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním ($S.D.f.b.$) a mediolaterálním ($S.D.l.r.$) směru. Výsledky daných parametrů jsou uvedeny v Tabulce 9.

Pouze ve dvou parametrech (průměry náklonu plošiny v anteroposteriorním $A.f.b.$ a mediolaterálním $A.l.r.$ směru) nedošlo ke statisticky významným rozdílům. V ostatních parametrech je tento rozdíl vysoký a zavření očí výrazně ovlivňuje stoj na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

Tabulka 9. Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a korigovaný stoj bez zrakové kontroly na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	KSB		ZO		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,102	0,066	0,099	0,102	0,672
A.l.r. [°]	0,071	0,031	0,076	0,101	0,859
Avg v [°/s]	2,694	0,947	13,855	6,979	0,000*
Max v [°/s]	38,888	13,778	89,689	54,907	0,000*
S.D.f.b. [°]	0,028	0,013	0,175	0,098	0,000*
S.D.l.r. [°]	0,024	0,012	0,148	0,080	0,000*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; ZO – korigovaný stoj bez zrakové kontroly; SD – směrodatná odchytky; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

d) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem s pomalým pohybem očí na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a korigovaným stojem s pomalým pohybem očí (PO) je zjištěn statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) v parametrech průměrná a maximální úhlová rychlost náklonu plošiny (*Avg v*, *Max v*), průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (*A.f.b.*) a směrodatné odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním (*S.D.f.b.*) a mediolaterálním (*S.D.l.r.*) směru. Výsledky daných parametrů jsou uvedeny v Tabulce 10.

Pouze v parametru průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*A.l.r.*) nedošlo ke statisticky významnému rozdílu. V ostatních parametrech byly nalezeny statisticky významné rozdíly. Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí výrazně ovlivňuje stoj na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u daného vzorku jedinců a zvyšuje nároky na udržení posturální stability.

Tabulka 10. Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a korigovaný stoj s pomalým pohybem očí na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	KSB		PO		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,102	0,066	0,152	0,071	0,000*
A.l.r. [°]	0,071	0,031	0,073	0,035	0,761
Avg v [°/s]	2,694	0,947	4,550	2,946	0,000*
Max v [°/s]	38,888	13,778	52,366	29,526	0,005*
S.D.f.b. [°]	0,028	0,013	0,055	0,058	0,000*
S.D.l.r. [°]	0,024	0,012	0,045	0,029	0,000*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v mediolaterálním směru, KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; PO – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; SD – směrodatná odchytky; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

e) Porovnání sledovaných parametrů volného stoje se stojem o úzké bázi na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) mezi stojem o úzké bázi (UB) a volným stojem (VS) je v parametrech průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (A.l.r.) a průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (Avg v). Výsledky daných parametrů jsou uvedeny v Tabulce 11.

Hodnoty těchto dvou parametrů A.l.r. a Avg v ukazují vyšší výchyly u volného stoje. Předpokládalo se, že zúžení báze povede k větším výchytkám, ale podle výsledků je tomu naopak. Nicméně statisticky významný rozdíl je pouze ve dvou parametrech. U našeho vzorku probandů nenastal významný rozdíl mezi volným stojem a stojem o úzké bázi.

Tabulka 11. Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky sledovaných parametrů pro volný stoj a stoj o úzké na balanční pomůcce Gym Top USB Professional (Wilcoxonův párový test)

Parametr	UB		VS		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,136	0,083	0,123	0,072	0,154
A.l.r. [°]	0,059	0,036	0,075	0,043	0,004*
Avg v [°/s]	2,701	0,842	3,097	1,322	0,016*
Max v [°/s]	45,902	22,242	42,840	23,629	0,538
S.D.f.b. [°]	0,029	0,014	0,038	0,035	0,658
S.D.l.r. [°]	0,022	0,011	0,025	0,017	0,228

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v mediolaterálním směru; UB – stoj o úzké bázi; VS – volný stoj; SD – směrodatná odchytky; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

5.4 Výzkumná otázka č. 4

Existuje rozdíl v hodnocených parametrech (Avg v, Max v, S.D.f.b., S.D.l.r., A.f.b., A.l.r.) mezi skupinou mužů a žen při plnění jednotlivých úkolů?

Mezi skupinou mužů a žen existují ve všech typech stojů kromě korigovaného stoje s pomalým pohybem očí statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) v parametru průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (Avg v).

Pro parametr směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru (S.D.l.r.) je statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby, korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou, stoj o úzké bázi a korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

Statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) pro parametr směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (S.D.f.b.) je pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby, volný stoj a korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

Pro parametr průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (A.l.r.) je statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) pouze pro korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou a korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

Parametr maximální úhlová rychlost náklonu plošiny (Max v) má statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) pouze v korigovaném stoju bez zrakové kontroly.

V korigovaném stoju bez zrakové kontroly existuje statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$) ve všech parametrech kromě průměru náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (A.f.b.).

Výsledky daných parametrů jsou zobrazeny v Tabulce 12. Podrobné výsledky parametrů pro jednotlivé typy stoje jsou v následujících tabulkách (Tabulka 13, Tabulka 14, Tabulka 15, Tabulka 16, Tabulka 17, Tabulka 18, Tabulka 19).

Tabulka 12. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) v daných parametrech mezi skupinou mužů a žen pro všechny typy stoje (Mann-Whitney U test)

Parametry	p						
	KSB	KSS	KU	UB	VS	ZO	PO
A.f.b. [°]	0,639	0,514	0,905	0,538	0,861	0,136	0,152
A.l.r. [°]	0,626	0,011*	0,273	0,289	0,127	0,028*	0,847
Avg v [°/s]	0,000*	0,001*	0,008*	0,027*	0,007*	0,000*	0,180
Max v [°/s]	0,392	0,626	0,423	0,762	0,847	0,010*	0,423
S.D.f.b. [°]	0,024*	0,306	0,097	0,550	0,040*	0,008*	0,227
S.D.l.r. [°]	0,007*	0,002*	0,273	0,011*	0,588	0,003*	0,265

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; KSS – korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou; KU – korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu; UB – stoj o úzké bázi; VS – volný stoj; ZO – korigovaný stoj bez zrakové kontroly, PO – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

V Tabulce 13 jsou zobrazeny výsledky korigovaných stojů bez vizuální zpětné vazby mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) vidíme u parametrů průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (*Avg v*) a směrodatné odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním (*S.D.f.b.*) a mediolaterálním (*S.D.l.r.*) směru.

Podle výsledků mají ženy v těchto zmiňovaných parametrech nižší hodnoty výchylek. Ženy z našeho referenčního vzorku mají v korigovaném stoju bez vizuální zpětné vazby na balanční pomůcce Gym Top USB Professional nižší výchylky v polovině parametrů.

Tabulka 13. Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	KSB ženy		KSB muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,100	0,071	0,105	0,057	0,639
A.l.r. [°]	0,074	0,032	0,069	0,031	0,626
Avg v [°/s]	2,5	1,0	3,1	0,7	0,000*
Max v [°/s]	37,5	14,3	39,9	12,9	0,329
S.D.f.b. [°]	0,025	0,012	0,032	0,014	0,024*
S.D.l.r. [°]	0,020	0,007	0,030	0,017	0,007*

A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v mediolaterálním směru; KSB – korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby; SD – směrodatná odchytky; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

Tabulka 14 uvádí výsledky korigovaných stojů s vizuální zpětnou vazbou mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) nalezneme u parametrů průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*A.l.r.*), průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (*Avg v*) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*S.D.l.r.*).

Z výsledků vyplývá, že ženy mají v parametrech *Avg v* a *S.D.l.r.* nižší hodnoty výchylek. V parametru *A.l.r.* mají nižší výchyly muži.

Tabulka 14. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	KSS ženy		KSS muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,079	0,060	0,071	0,062	0,514
A.l.r. [°]	0,057	0,028	0,036	0,026	0,011*
Avg v [°/s]	2,2	0,6	2,8	0,7	0,001*
Max v [°/s]	41,7	16,2	37,9	15,8	0,626
S.D.f.b. [°]	0,027	0,010	0,031	0,015	0,306
S.D.l.r. [°]	0,015	0,006	0,022	0,010	0,002*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; KSS – korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

V Tabulce 15 jsou zobrazeny hodnoty sledovaných parametrů pro korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) jsou pouze u parametru průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (Avg v). V ostatních parametrech nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly.

Tabulka 15. Průměrné hodnoty a směrodatné odchytky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	KU ženy		KU muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,132	0,086	0,123	0,073	0,905
A.l.r. [°]	0,078	0,033	0,072	0,050	0,273
Avg v [°/s]	2,5	0,8	3,4	1,8	0,008*
Max v [°/s]	42,7	21,4	46,9	21,8	0,423
S.D.f.b. [°]	0,023	0,010	0,041	0,040	0,097
S.D.l.r. [°]	0,021	0,010	0,036	0,042	0,273

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchytky náklonu plošiny v mediolaterálním směru; KU – korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu; SD – směrodatná odchytky; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

V Tabulce 16 jsou znázorněny výsledky mezi skupinou mužů a žen při stoji o úzké bázi. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) byly nalezeny u parametrů průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (*Avg v*) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*S.D.l.r.*).

Podle výsledků mají ženy v těchto dvou parametrech *Avg v* a *S.D.l.r.* nižší hodnoty výchylek než muži.

Tabulka 16. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro stoj o úzké bázi mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	UB ženy		UB muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,142	0,090	0,127	0,070	0,538
A.l.r. [°]	0,056	0,035	0,065	0,037	0,289
Avg v [°/s]	2,5	0,8	3,0	0,8	0,027*
Max v [°/s]	44,6	21,3	48,2	24,3	0,762
S.D.f.b. [°]	0,029	0,014	0,031	0,015	0,550
S.D.l.r. [°]	0,019	0,007	0,028	0,014	0,011*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; UB – stoj o úzké bázi; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

Tabulka 17 uvádí výsledky volných stojů mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) nalezneme u parametrů průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru ($S.D.f.b.$).

Z výsledků vyplývá, že ženy mají v těchto parametrech $Avg \nu$ a $S.D.l.r.$ nižší hodnoty výchylek.

Tabulka 17. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro volný stoj mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	VS ženy		VS muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,124	0,078	0,121	0,061	0,861
A.l.r. [°]	0,081	0,040	0,065	0,046	0,127
Avg ν [°/s]	2,7	1,2	3,7	1,4	0,007*
Max ν [°/s]	41,7	23,6	44,8	24,2	0,847
S.D.f.b. [°]	0,034	0,038	0,045	0,030	0,040*
S.D.l.r. [°]	0,024	0,016	0,027	0,020	0,011

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg ν – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max ν – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; VS – volný stoj; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

Tabulka 18 předkládá výsledky porovnání korigovaných stojů bez zrakové kontroly mezi skupinou mužů a žen. Statisticky významné rozdíly ($p \leq 0,05$) jsou u všech parametrů (průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru *A.l.r.*, průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*, maximální úhlová rychlost náklonu plošiny *Max v*, směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *S.D.f.b.*, směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru *S.D.l.r.*) kromě parametru průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (*A.f.b.*)

Podle výsledků mají ženy v těchto parametrech (*Avg v*, *Max v*, *S.D.f.b.*, *S.D.l.r.*) nižší hodnoty výchylek než muži. Pouze u parametru *A.l.r.* jsou nižší hodnoty výchylek u mužů.

Tabulka 18. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj bez zrakové kontroly mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	ZO ženy		ZO muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,083	0,092	0,127	0,115	0,136
A.l.r. [°]	0,081	0,057	0,067	0,153	0,028*
Avg v [°/s]	11,5	5,8	18,0	7,1	0,000*
Max v [°/s]	79,0	42,6	108,8	69,2	0,010*
S.D.f.b. [°]	0,147	0,080	0,224	0,108	0,008*
S.D.l.r. [°]	0,122	0,064	0,193	0,085	0,003*

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; ZO – korigovaný stoj bez zrakové kontroly; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq 0,05$

V Tabulce 19 jsou popsány hodnoty jednotlivých parametrů korigovaných stojů s pomalým pohybem očí mezi skupinou mužů a žen. U žádného z parametrů se nevyskytuje statisticky významný rozdíl ($p \leq 0,05$).

Podle výsledků můžeme stanovit, že neexistuje žádný statisticky významný rozdíl v korigovaném stoju s pomalým pohybem očí mezi skupinou mužů a žen z našeho referenčního vzorku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

Tabulka 19. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů pro korigovaný stoj s pomalým pohybem očí mezi skupinou mužů a žen (Mann-Whitney U test)

Parametr	PO ženy		PO muži		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
A.f.b. [°]	0,141	0,071	0,172	0,068	0,152
A.l.r. [°]	0,072	0,031	0,073	0,042	0,127
Avg v [°/s]	4,0	1,9	5,6	4,1	0,180
Max v [°/s]	48,0	21,8	60,1	39,4	0,423
S.D.f.b. [°]	0,044	0,030	0,076	0,087	0,227
S.D.l.r. [°]	0,041	0,025	0,053	0,036	0,265

Vysvětlivky: A.f.b. – průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; A.l.r. – průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru; Avg v – průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny; Max v – maximální úhlová rychlost náklonu plošiny; S.D.f.b. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru; S.D.l.r. – směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru; PO – korigovaný stoj s pomalým pohybem očí; SD – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty
* $p \leq 0,05$

6 DISKUZE

Podle Vařeky (2002a) představuje posturální stabilita důležitou schopnost organismu zajišťovat vzpřímené držení těla, umožňuje reagovat na změny zevních i vnitřních sil a tím bránit vzniku nečekaného či neřízeného pádu. Véle (1997) uvádí, že se podílí na udržování a změně nastavení polohy jednotlivých segmentů i celého organismu vůči gravitaci. Vzpřímené držení těla je zabezpečováno senzoricou, řídicí a výkonnou složkou (Vařeka, 2002a). Podle Palma et al. (2009) zahrnuje senzoricá složka informace z proprioceptorů, interoceptorů, exteroceptorů, ze zrakového ústrojí a z vestibulárního systému. Informace z těchto receptorů jsou zpracovávány v centrální nervové soustavě, která vybere vhodné strategie k udržování rovnováhy (Vařeka, 2002a).

V současné době existuje mnoho metod hodnotících posturální stabilitu, jak v oblasti klinických vyšetření (dynamické a statické testy), tak vyšetření pomocí přístrojů. Podle Vařeky (2002a) jsou dynamické testy oproti statickým testům k hodnocení posturální stability průkaznější. Motorický systém má velkou schopnost kompenzačních a substitučních mechanismů a oslabení funkce se snáze projeví při zvýšené zátěži než v klidu. Z dynamických testů se využívá klasické vyšetření chůze a dosahové testy. Nejčastěji používanou přístrojovou metodou je posturografie, která hodnotí změnu polohy centra tlaku. Timmann-Braun (2012) nedoporučuje využívat posturografii v diferenciální diagnostice nemocí spojených s nestabilitou nebo závratěmi. Popisuje, že posturografické vyšetření je vhodné pro kvantifikaci a sledování chorob spojených s narušenou kontrolou rovnováhy a slouží ke klinickému hodnocení stavu a dokumentaci průběhu nemoci.

6.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

V rámci této výzkumné otázky proběhla na balanční pomůcce Gym Top USB Professional 3 opakovaná měření v krátkém časovém úseku, u nichž jsme prokázali vysokou opakovatelnost měření.

Výsledky Intraclass correlation coefficient (ICC) byly stanoveny podle stupnice dle Bartka (1966). Hodnoty ICC v procentech v rozmezí 80-100 % představují vynikající opakovatelnost, mezi 60-80 % dobrou opakovatelnost a hodnoty pod 60 % slabou opakovatelnost. V našem měření jsou hodnoty ICC ve všech sledovaných parametrech kromě maximální úhlové rychlosti náklonu plošiny (*Max v*) u obou typů stoje nad 0,7 (nad 70%).

U korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby ukazují tři parametry (průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.*, průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v* a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru *S.D.l.r.*) vynikající opakovatelnost. Zbývající parametry (průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru *A.l.r.* a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *S.D.f.b.*) vykazují dobrou opakovatelnost měření.

U korigovaného stoje s vizuální zpětnou vazbou jsou hodnoty ICC nad 80 % u třech parametrů (průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.* a mediolaterálním směru *A.l.r.*; průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*) a splňují podmínky pro vynikající opakovatelnost. Parametry směrodatných odchylek náklonu plošiny v anteroposteriorním směru (*S.D.f.b.*) a mediolaterálním směru (*S.D.l.r.*) mají dobrou opakovatelnost.

Podle Claira a Riache (1996) ovlivňuje doba trvání zkoušky měření posturálních výkyvů (postural sway) a při zkouškách trvajících 10 sekund a méně je měření nejméně spolehlivé. Optimální spolehlivost při opakovaných měřeních je získána při zkouškách trvajících 20 a 30 sekund.

Gladiš (2013) hodnotil opakovaná měření stability stoje na silových plošinách Kistler ve 30-ti sekundových intervalech. Ve své práci poukázal na významné rozdíly během jednoho měření mezi prvním desetisekundovým a druhým desetisekundovým intervalem. Uvádí, že je vhodné měřit s latencí 10 sekund nebo změřit delší časový úsek a prvních 10 sekund ze záznamu vymazat.

V naší práci trvalo jedno měření 30 sekund a začalo ve chvíli, kdy se jedinec postavil na plošinu a uklidnil svůj stoj. Na začátku nebyla latence 10 sekund. Pokud by stoj na labilní plošině trval 40 sekund, mohlo by být naopak měření více ovlivněno únavou a slabostí dolních končetin. I z důvodu 11 měření by prodloužit měřený interval mohlo narušit výsledky více, než prvních deset sekund stoje. Otázkou k dalšímu zkoumání by mohlo být, zda tento desetisekundový interval platí i na labilních plošinách.

Podle El-Kahky et al. (2000) patří mezi hlavní problémy posturografických měření intraindividuální variabilita běžné populace a omezená reprodukovatelnost v důsledku návyku nebo únavy či motivace probandů.

Jak již bylo zmíněno, posturografická měření jsou ovlivněna intraindividuální variabilitou populace. To znamená, že stejný jedinec nereaguje na stejný podnět vždy naprosto stejně. Z hlediska biomechaniky a neurofyzologie to ani není možné. Stoj není statická činnost a nikdy nemůže být dokonale klidný (Rougier, 2005). Podle Vařeky (2002b) je rovnováha neustále narušována vnitřními vlivy, jako jsou kontrakční síly svalů, bušení srdce, dýchání a tak dochází k vzájemným pohybům segmentů. Véle (2006) udává, že při dýchání dochází k pohybům hrudníku a břišní stěny a tím se mění i poloha průmětu těžiště do opěrné plochy. Za příčinu změny polohy COP (centre of pressure) v klidném stoju považuje Vařeka (2002b) neustálou řídicí funkci centrální nervové soustavy. V našem měření se prokázala nízká intraindividuální variabilita dané skupiny probandů ve stoju na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

Omezená reprodukovatelnost měření posturální stability může nastat i důsledku únavy. Podle Rokyty (2000) způsobuje dlouhodobá silná nebo opakovaná svalová kontrakce svalovou únavu. Pailard (2012) popisuje, že při svalové únavě dochází ke zhoršení řízení pohybu. Většina studií (Harkins et al., 2005; Mello, Oliveira & Nadal, 2007; Sztchórzewski, Jaworski, & Bujas, 2010) hodnotí vliv únavy na posturální stabilitu po nějakém fyzicky náročném úkolu či po opakovaných kontrakcích určitých svalových skupin. V těchto případech dochází ke zvýšení výchylek sledovaných parametrů a zvyšují se nároky na posturální kontrolu. V této práci jedinci nebyli vystaveni nadměrné fyzické zátěži a navíc v případě, že pocítili nějakou únavu či slabost, měli možnost si mezi jednotlivými měřeními odpočinout a posadit se. Při našem měření nahlásili pouze tři probandi slabost dolních končetin. Měření se v těchto případech přerušilo a pokračovalo se ve chvíli, kdy se opět cítili komfortně.

Z důvodu minimalizace vlivu motorického učení při měření stojů na balanční pomůcce Gym Top USB Professional proběhla dvojí randomizace. První randomizace

výzkumného souboru byla provedena podle mechanismu „lichý sudý“ na skupinu A a B. Do skupiny A byl zařazen každý lichý jedinec, do skupiny B sudý. U skupiny A byl měřen jako první korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a až jako druhý korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou. U skupiny B bylo opačné pořadí.

Druhá randomizace byla stanovena podle pořadí. U první poloviny probandů (1. – 27. probanda) byl třetím stojem korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, čtvrtý volný stoj o úzké bázi, pátý korigovaný stoj bez nebo s vizuální zpětnou vazbou (dle skupiny jedince) a nakonec korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly. U druhé poloviny testovaných (28. – 53. proband) se pořadí stojů obrátilo a jako třetí byl měřen korigovaný stoj bez zrakové kontroly, čtvrtý korigovaný stoj s pomalými pohyby očí, pátý korigovaný stoj bez nebo s vizuální zpětnou vazbou (dle skupiny jedince) a naposled volný stoj o úzké bázi a korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu.

Podle našich výsledků vyplývá vysoká opakovatelnost měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional v krátkém časovém úseku. Bylo by vhodné ověřit opakovatelnost měření (test-retest reliability) i v delším intervalu, např. po týdnu či po měsíci.

6.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Jedním z vedlejších cílů bylo ohodnotit vliv vizuálního biofeedbacku v korigovaném stoji na posturální stabilitu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Ve čtyřech sledovaných parametrech (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*, průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.* a mediolaterálním směru *A.l.r.*, směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru *S.D.l.r.*) z šesti došlo ke statisticky významným rozdílům. V korigovaném stoji s vizuální zpětnou vazbou na balanční plošině Gym Top USB Professional byly zjištěny nižší výchylky sledovaných parametrů oproti korigovanému stoji bez vizuální zpětné vazby. Vizuální zpětná vazba se tak podílí na zvýšení posturální stability.

To potvrzují i Halická et al. (2013). Vizuální biofeedback poskytuje umělé zrakové informace o pohybu těla, doplňuje tak přirozené zrakové vjemy a podílí se na zlepšení rovnováhy. Rovněž další studie (Dozza et al., 2006; Krizkova, Hlavacka, & Gatev, 1993) popisují, že vizuální zpětná vazba má vliv na snížení výkyvů trupu.

Studie Palma et al. (2009) hodnotila vliv vizuální zpětné vazby na balanční plošině Balance Biodex System spojené s obrazovkou. Výsledky studie potvrzují pozitivní vliv vizuálního biofeedbacku na zvýšení posturální jistoty. U parametrů celkový index stability (OSI), mediolaterální index stability (MLSI) a anteroposteriorní index stability (APSI) došlo k nejnižším výchylkám při stoji na této plošině při využití vizuálního biofeedbacku v porovnání se stojem se zavřenými i otevřenými očima.

Podle Dozzy et al. (2011) je ale důležité rozlišovat, zda ke zlepšení posturální stability došlo pomocí biofeedbacku nebo v důsledku jiných mechanismů, jako jsou placebo efekt nebo účinky spontánního motorického učení. Podle Měkoty a Cuberka (2007) jsou při osvojování motorických dovedností nutná četná opakování. K tomu, aby jedinec dosáhl plné automatizace a dovednost si zapamatoval, jsou nutná až stovky opakování. V této práci proběhlo celkem jedenáct měření po 30 sekundách z toho šest měření korigovaného stoje bez a s vizuální zpětnou vazbou. Jde o krátkou dobu na to, aby se ve větší míře projevil účinek učení. Navíc jsme tento fakt metodicky zohlednili a provedli randomizaci probandů. U jedné poloviny probandů (skupina A) byl jako první měřen korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby a jako druhý korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou. U druhé poloviny (skupiny B) bylo pořadí testovaných stojů opačné.

6.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

a) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem při plnění kognitivního úkolu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a korigovaným stojem s plněním kognitivního úkolu (KU) byl pouze v jednom parametru (průměr náklonu plošiny v anteroposteriorním směru *A.f.b.*) nalezen statisticky významný rozdíl. V ostatních parametrech nejsou statisticky významné rozdíly. V naší práci byly jako kognitivní úkol použity námi vymyšlené otázky, které nejsou standardizované. Z toho důvodu mohlo dojít ke zkreslení a ovlivnění výsledků. Nicméně námi použitý kognitivní úkol nezpůsobil ve většině parametrů významné rozdíly a neovlivňuje stoj daných probandů na balanční plošině Gym Top USB Professional. V jiných studiích bylo použito jako kognitivního úkolu Stroopova testu (popsán v kapitole 2.8 Vliv kognitivního úkolu na posturální stabilitu), (Dault et al., 2001; Jamet, Deviterne, Gauchard, Vancon, & Perrin 2007).

Podle Daulta et al. (2001) dochází s náročnějším kognitivním úkolem (v podobě zvyšující se náročnosti při Stroopově testu) ke zvýšení nároků na posturální stabilitu.

Jamet et al. (2007) ve své studii zkoumali, jak kognitivní úkol při stoji na silových plošinách ovlivní posturální stabilitu u stárnoucí populace. Kognitivní úkol byl rozdělen na 3 části. V první části jedinci pomalu a srozumitelně počítali od 7 do 1. Následně měli podle Stroopova testu popsat barvu, kterou bylo napsáno dané slovo označující barvu. Nakonec podstoupili sluchově-verbální úkol, při kterém jim byla z různých stran sdělována strana (např. zprava, zleva), a účastníci měli říct, zda zvuk opravdu slyší ze zmíněné strany. Podle výsledků jsou u starší populace signifikantně vyšší výchylky sledovaných parametrů než u skupiny mladých jedinců. Kognitivní úkol má vliv na danou skupinu seniorů a při využití kognitivního úkolu při stoji na silových plošinách se u starších jedinců zvyšují nároky na udržení posturální stability v porovnání s mladšími jedinci.

Condrón a Hill (2002) poukazují na fakt, že následkem kognitivního úkolu dojde ke změně pozornosti a ztížení podmínek pro posturální kontrolu v labilních situacích. Jako kognitivní úkol vybrali jednoduché počítání od 3 do 1. Na silových plošinách bylo u každého jedince provedeno 6 testů po 25s ve třech modifikacích: ve stoji na stabilní

plošině, ve stoji na plošině naklánějící se předozadně a mediolaterálně. U kontrolní skupiny proběhlo měření bez kognitivního úkolu. Podle výsledků jsou signifikantní rozdíly mezi mladými zdravými a staršími zdravými jedinci na naklánějící se plošině v předozadním a laterolaterálním směru při i bez kognitivního úkolu. Další rozdíly byly zjištěny mezi staršími zdravými jedinci a staršími jedinci s rizikem pádů při stoji na naklánějící se plošině v předozadním směru. Větších rozdílů mezi těmito dvěma skupinami bylo dosaženo při využití kognitivního úkolu. Podle této studie, patří měření dynamické rovnováhy s tímto jednoduchým kognitivním úkolem k metodě, která spolehlivě rozliší skupinu zdravých starších jedinců a starších jedinců s rizikem pádů.

Dault et al. (2001) zjistili, že při stoji na šířku ramen na pevné podložce neovlivní kognitivní úkol posturální stabilitu. Zvýšení nároků na řízení posturální kontroly nastane až při stoji na balančních pomůckách na šířku ramen a při tandemovém stoji na balančních pomůckách.

b) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s volným stojem na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby a volným stojem byly zjištěny statisticky významné rozdíly ve dvou parametrech (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny $Avg \nu$ a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru $S.D.f.b.$). V těchto parametrech byly shledány nižší výchylky hodnot u korigovaného stoje. Při měření bylo zohledněno pořadí testovaných stojů na balanční pomůcce Gym Top USB Professional a vyloučeno, aby byl volný stoj ovlivněn naučením korigovaného stoje. Nejprve byl změřen volný stoj, poté byli probandi instruováni, jak vypadá korigovaný stoj a ten byl změřen až po jeho naučení.

V ostatních sledovaných parametrech nebyly nalezeny významné rozdíly a můžeme konstatovat, že v našem případě u daného vzorku probandů při stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional nenastal ve většině parametrů rozdíl mezi volným a korigovaným stojem.

c) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem bez zrakové kontroly na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Podle Véleho (1997; viz také Timmann-Braun, 2012) dojde při vyřazení zrakové kontroly ke zhoršení posturální stability. Zavření očí ve stoji by ale nemělo zdravého jedince výrazněji ovlivňovat, protože výskyt posturálních výchylek je do určité míry fyziologický.

Naše výsledky odpovídají tomuto tvrzení. Vyloučení zraku u našich probandů ovlivnilo stoj na balanční pomůcce Gym Top USB Professional, způsobilo zvýšení hodnot sledovaných parametrů a zvýšení výkyvů těla. Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby a korigovaným stojem bez zrakové kontroly byly nalezeny statisticky významné rozdíly v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \ v$), maximální úhlová rychlost náklonu plošiny ($Max \ v$) a směrodatné odchylky náklonu plošiny v anteroposteriorním ($S.D.f.b.$) a mediolaterálním ($S.D.l.r.$) směru.

Ve studii Palma et al. (2009) zjistili při stoji se zavřenými očima na balanční plošině Balance Biodex System nejvyšší výchylky u parametrů celkový index stability (OSI), mediolaterální index stability (MLSI) a anteroposteriorní index stability (APSI). Ke zlepšení stability a snížení výchylek sledovaných parametrů došlo při stoji s otevřenými očima.

Hafström et al. (2002) potvrzují, že nejvyšší výchylky sledovaných parametrů při stoji na silových plošinách se vyskytovaly bez vizuální kontroly a to jak při stoji s otevřenými očima ve tmě, tak i se zavřenými očima. Na začátku měření byly výrazně vyšší výchylky při stoji s otevřenými očima ve tmě než s očima zavřenými. Může to být následkem toho, že při otevřených očích mozek očekává vizuální aferentní informace a pokud je nedostává, zvýrazní se posturální nestabilita.

d) Porovnání sledovaných parametrů korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby s korigovaným stojem s pomalým pohybem očí na balanční pomůcce Gym Top USB Professional

Mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby (KSB) a korigovaným stojem s pomalým pohybem očí (PO) byly zjištěny statisticky významné rozdíly ve všech sledovaných parametrech kromě parametru průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*A.l.r.*) Pomalý pohyb očí byl definován tak, že jedinci měli očima pomalu obkreslovat pomyslnou ležatou osmičku.

Korigovaný stoj s pomalým pohybem očí u našeho referenčního vzorku výrazně ovlivňuje stoj na balanční pomůcce Gym Top USB Professional a zvyšuje nároky na udržení posturální kontroly.

Glasauer et al. (2005) posuzovali vliv pohybů očí při stoji na silových plošinách u 15 jedinců ve věku 22-45 let. Podmínky pro pohyb očí byly následující: sledování pohyblivého cíle ve tmě; sledování pohyblivého bodu na statickém pozadí; sledování pohyblivého bodu na pohybujícím se pozadí. Tyto tři podmínky byly měřeny bez pohybu hlavy a poté v kombinaci s pohybem hlavy. Podle jejich výsledků došlo ke zvýšení posturálních vychylek sledovaných parametrů ve stoji na silových plošinách při provádění pomalých pohybů očí samotných i v kombinaci s pohyby hlavy. V praxi tento poznatek koresponduje s tím, že u spontánního nystagmu dochází ke zhoršení rovnováhy.

Rougier a Garin (2007) sledovali vztah mezi pohybem očí a posturální kontrolou při stoji na silových plošinách u 15 zdravých probandů (ve věku 21-43 let). Na silových plošinách měřili stoj ve čtyřech podmínkách: stoj s pohledem před sebe, stoj s mrkáním obou očí ve frekvenci dané metronomem (1 Hz) a stoj se sakadovaným pohybem očí ve vertikálním a horizontálním směru (rychlost sakadovaného pohybu očí byla opět dána podle frekvence 1 Hz na metronomu). Pohyb očí měl být bez doprovodných pohybů hlavy. Rougier a Garin zjistili, že uvedené pohyby očí (mrkání a sakadované pohyby) podstatně změny pohyb COP. Současný výsledek podporuje teorii, že některé oční pohyby mohou změnit posturální kontrolu ve vzpřímeném stoji u daného vzorku probandů,

Podle Ivanenka, Grassa a Lacquanitiho (1999) mohou být uvedené závěry vysvětleny přímým vlivem očních pohybů na posturální řízení.

e) **Porovnání sledovaných parametrů volného stoje se stojem o úzké bázi na balanční pomůcce Gym Top USB Professional**

Mezi stojem o úzké bázi a volným stojem byl statisticky významný rozdíl pouze ve dvou parametrech (průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru *A.l.r.* a průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*). Tento rozdíl ukazuje nižší výchyly hodnot sledovaných parametrů při stoji o úzké bázi, což vyvrací tvrzení, že s širší opěrnou bází se zvyšuje posturální stabilita (Kolář et al., 2009). Balanční pomůcka je vyrobena z pevného materiálu a je dostatečně stabilní, pokud se na ní jedinec postaví doprostřed (např. oproti gumovým balančním pomůckám). Z toho důvodu pravděpodobně nenastal významný rozdíl ve sledovaných parametrech mezi stojem o úzké bázi a stojem na šířku ramen.

6.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4

V rámci výzkumné otázky č. 4 jsou hodnoceny rozdíly mezi parametry jednotlivých typů stoje mužů a žen (korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby, korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou, volný stoj, korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly).

Mezi skupinou mužů a žen existují ve všech typech stojů kromě korigovaného stoje s pomalým pohybem očí statisticky významné rozdíly v parametru průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny (*Avg v*). V tomto parametru mají větší výchyly náklonu plošiny muži. Agaberg, Zätterström, Fridén a Moritz (2001) zjistili při měření stoje na silových plošinách rozdíl mezi skupinou mužů a žen rovněž v parametru průměrná rychlost (výchylek pohybů COP), kdy se vyskytovaly vyšší výchyly tohoto parametru u mužů a jejich nárůst byl pozorován s vyšším věkem.

Největší rozdíly mezi skupinou mužů a žen byly zjištěny ve stoji s vyloučením zrakové kontroly ve všech parametrech kromě parametru průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru (*A.l.r.*). U žen se vyskytovaly menší výchyly než u mužů.

Rozdíl mezi skupinou mužů a žen staršího věku (55-84 let) ve stoji na silových plošinách se zavřenými a otevřenými očima ve své studii zkoumali Masui, Hasegawa,

Matsuyama, Sakano, Kawasaki a Suzuki (2005). Celkem proběhla dvě měření po dobu 30-ti sekund. U obou pohlaví nastal značný nárůst pohybů COP s věkem. U mužů tohoto věku byly zjištěny vyšší výchylky pohybu COP při zavření očí ve srovnání se ženami.

U ostatních typů stoje byly zjištěny rozdíly jen v některých parametrech a ve většině případů vykazují nižší výchylky u žen. Statisticky významné rozdíly se vyskytují u korigovaného stoje bez vizuální zpětné vazby v parametrech (průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny $Avg \nu$, směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru $S.D.l.r.$, směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru $S.D.f.b.$); u korigovaného stoje s vizuální zpětnou vazbou v parametrech (průměr náklonu plošiny v mediolaterálním směru $A.l.r.$, průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny $Avg \nu$ a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru $S.D.l.r.$); u korigovaného stoje s plněním kognitivního úkolu pouze v parametru průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$); u stoje o úzké bázi v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v mediolaterálním směru ($S.D.l.r.$); u volného stoje v parametrech průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny ($Avg \nu$) a směrodatná odchylka náklonu plošiny v anteroposteriorním směru ($S.D.f.b.$) a u korigovaného stoje s pomalým pohybem očí se nevyskytuje žádný statisticky významný rozdíl.

Agaberg, Zätterström, Fridén a Moritz (2001) zkoumali vliv věku, pohlaví, výšky a hmotnosti na stabilometrické parametry u skupiny 75 zdravých jedinců (ve věku 15-44 let). Podle jejich závěrů u obou pohlaví neovlivňuje výška ani hmotnost stabilometrické parametry.

7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem diplomové práce bylo ohodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců a zjistit opakovatelnost měření na této pomůcce v krátkém časovém úseku. Vedlejším cílem práce bylo posoudit využití vizuální zpětné vazby v korigovaném stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional; ohodnotit, jak různé typy stoje (volný stoj, korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí, korigovaný stoj bez zrakové kontroly) ovlivní parametry stoje na této balanční pomůcce a porovnat dané parametry mezi skupinou mužů a žen.

Byly hodnoceny parametry (směrodatné odchylky náklonu plošiny v anteroposteriorním *S.D.f.b.* a mediolaterálním směru *S.D.l.r.*, průměrná úhlová rychlost náklonu plošiny *Avg v*, maximální úhlová rychlost náklonu plošiny *Max v*, průměry náklonu plošiny v anteroposteriorním *A.f.b.* a mediolaterálním směru *A.l.r.*) naměřené na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. K měření bylo z programu Gym Top USB Professional vybráno cvičení číslo 13 – diagnostický režim. Výzkumný soubor tvořilo 53 jedinců. Probandi absolvovali celkem 11 měření po 30-ti sekundách. Měření zahrnovalo volný stoj, třikrát korigovaný stoj s vizuální zpětnou vazbou (s pohledem na monitor), třikrát korigovaný stoj bez vizuální zpětné vazby (s pohledem před sebe mimo monitor), korigovaný stoj s plněním kognitivního úkolu, volný stoj o úzké bázi, korigovaný stoj s pomalým pohybem očí a korigovaný stoj bez zrakové kontroly.

Podle výsledků je u zdravých osob vybraného souboru intraindividuální variabilita ve stoji nízká. Hodnoty ICC (Intraclass correlation coefficient) u všech sledovaných parametrů kromě *Max v* jsou nad 0,7 a splňují kritéria pro dobrou až vynikající opakovatelnost měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional v krátkém časovém úseku.

Při využití vizuální zpětné vazby v korigovaném stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional se objevily v parametrech *A.f.b.*, *A.l.r.*, *Avg v* a *S.D.l.r.* nižší výchyly oproti korigovanému stoji bez vizuální zpětné vazby. Vizuální zpětná vazba pozitivně působí na korigovaný stoj na této pomůcce a může být plnohodnotně využita při senzomotorickém tréninku.

U našeho referenčního vzorku nedošlo k významným rozdílům mezi korigovaným stojem bez vizuální zpětné vazby a korigovaným stojem s plněním kognitivního úkolu na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Vybraný typ kognitivního úkolu neovlivnil sledované parametry a nezpůsobil změnu ve stoji na labilní plošině.

Při měření nedošlo k výrazným změnám sledovaných parametrů mezi korigovaným a volným stojem.

Rovněž nedošlo k významným změnám při stoji o úzké bázi v porovnání s volným stojem na šířku ramen.

Vyloučení zraku a provádění pomalých pohybů očí výrazně zvýšily výchyly u pěti sledovaných parametrů a podílejí se na zvyšování nároků na udržení rovnováhy při stoji na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

Nejvýznamnější rozdíl mezi skupinou mužů a žen nastal v korigovaném stoji bez zrakové kontroly. Podle výsledků mají ženy v těchto parametrech (*A.l.r.*, *Avg v*, *Max v*, *S.D.f.b.*, *S.D.l.r.*) nižší hodnoty výchylek než muži. Na základě toho prokazují klidnější korigovaný stoj bez zrakové kontroly na balanční pomůcce Gym Top USB Professional než muži. V ostatních typech stoje nenastaly významné rozdíly mezi skupinou mužů a žen.

8 SOUHRN

Diplomová práce hodnotí intraindividuální variabilitu stability stoje vyjádřenou krátkodobou opakovatelností u zdravých jedinců na balanční pomůcce Gym Top USB Professional při třech za sebou jdoucích pokusech. Zároveň se práce zabývá využitím vizuální zpětné vazby při korigovaném stoju na balanční pomůcce Gym Top USB Professional; hodnotí, jak působení různých zevních podmínek (šířky opěrné báze, kognitivního úkolu, pomalého pohybu očí, vyloučení zraku) ovlivní parametry stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional a porovnává dané parametry mezi skupinou mužů a žen.

Výzkumný soubor tvořilo 53 studentů Univerzity Palackého v Olomouci, z toho 34 žen a 19 mužů. Věk testovaných studentů se pohyboval s rozmezí 19-25 let a průměrný věk byl 21,8 let. Podmínkou pro zařazení do výzkumu bylo vyloučení mozečkových a vestibulárních poruch. Probandi absolvovaly celkem 11 měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Jedno měření trvalo 30 sekund.

Výsledky opakovaných měření byly stanoveny na základě ICC (Intraclass correlation coefficient) a s hodnotami nad 0,7 ukazují v krátkém časovém úseku dobrou až vynikající opakovatelnost měření na balanční pomůcce Gym Top USB Professional.

U sledovaných parametrů při využití vizuální zpětné vazby v korigovaném stoju na balanční pomůcce Gym Top USB Professional dochází k nižším výchylkám oproti korigovanému stoju bez vizuální zpětné vazby. Vizuální zpětná vazba zlepšuje podmínky korigovaného stoje na této pomůcce. U našeho referenčního vzorku nedošlo k ovlivnění korigovaného stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional při plnění vybraného kognitivního úkolu. Při měření nebyl zjištěn rozdíl mezi korigovaným stojem a volným stojem a rovněž mezi stojem o úzké bázi a volným stojem. Vyloučení zraku a provádění pomalých pohybů očí výrazně zvýšily výchylky většiny parametrů a zvyšují náročnost stoje na balanční pomůcce Gym Top USB Professional. Nejvýznamnější rozdíl mezi skupinou mužů a žen nastal v korigovaném stoju bez zrakové kontroly.

9 SUMMARY

The diploma thesis describes the intraindividual variability of posture stability expressed by a short-time repeatability on the balance system Gym Top USB Professional when used by healthy individuals. There were three subsequent experiments. The thesis also discusses the influence of visual biofeedback with the controlled stand on the balance system Gym Top USB Professional. The thesis describes the influence of different external conditions on the person's posture on the balance system Gym Top USB Professional parameters (base of support width, cognitive task, slow eye movement, posture without visual control) and compares the parameters between the group of men and the group of women.

There were 53 students of Palacký University in Olomouc, 34 women and 19 men, age 19-25, the average age being 21,8. Only healthy students with no cerebellum or vestibular disorders were studied. 11 measurements on the balance system Gym Top USB Professional altogether were carried out, each of 30 seconds.

The results of repeated measurements were determined based on the ICC (Intraclass correlation coefficient). The value 0,7 shows good or even excellent repeatability of measurements on the balance system Gym Top USB Professional in a short period of time.

The parameters studied differ less when the individual applies visual biofeedback with a controlled stand on the balance system Gym Top USB Professional than if there is a controlled stand with no visual biofeedback. Visual biofeedback improves the conditions of controlled stand on the balance system. The students' studied postures on the balance system Gym Top USB Professional were not influenced by various cognitive tasks. No difference in measurements was tracked between a controlled stand and a normal stand, or between a narrow and a normal stand. Closed eyes or slow eye movements increased the differences between individual parameters studied; these factors make standing on the balance system more difficult. The major difference between the group of men and the group of women was identified with the controlled posture with no visual control.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Adamcova, N., & Hlavacka, F. (2007). Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene. *Gait & Posture*, 25, 99-105.

Adamovich, S. V., Fluet, G. G., Tunik, E., & Merians, A. S. (2009). Sensorimotor training in virtual reality: A review. *Neurorehabilitation*, 25, 29-44.

Agaberg, E., Zätterström, R., Fridén, T., & Moritz, U. (2001). Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects aged 15-44 years. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sport*, 11, 47-53.

Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie* (6th ed.). Praha: Galén.

Anonymous (2013). *Opakovateľnosť merania*. Retrieved 20. 8. 2013 from the World Wide Web: http://sk.wikipedia.org/wiki/Opakovateľnosť_merania

Bartko, J. (1966). The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. *Psychological Reports*. 19, 3-11.

Bisson, J. E., McEwen, D., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2011). Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait & Posture*, 33(1), 83-87.

Burdea, G. C. (2003). Virtual rehabilitation – benefits and challenges. *Methods of Information in Medicine*, 42(5), 519-523.

Clair, K. L., & Riach, C. (1996). Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, 11(3), 176-178.

- Condron, J. E., & Hill, K. D. (2002). Reliability and validity of a dual-task force platform assessment of balance performance: effect of age, balance impairment, and cognitive task. *Journal of the American Geriatrics Society*, *50*, 157-162.
- Cresswell, A. G., Grundstrom, H., & Thorstensson, A. (1992). Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, *144*(4), 409-418.
- Dault, M. C., Geurts, A. C. H, Mulder, T. W., & Duysens, J. (2001). Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait and Posture*, *14*, 248-255.
- Demura, S., & Uchiyama, M. (2009). Influence of anaerobic and aerobic exercises on the centre of pressure during upright posture. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *7*(1), 39-47.
- Dobošová, D. (2007). Proprioceptívny tréning. *Rehabilitácia*, *44*(4), 195-208.
- Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental Brain Research*, *178*, 37-48.
- Dozza, M., Chiari, L., Hlavacka, F., Cappello, A., & Horak, F. B. (2006). Effects of linear versus sigmoid coding of visual or audio biofeedback for the control of upright stance. *Transactionson Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *14*, 505-512.
- Dozza, M., Chiari, L., Peterka, R. J., Wall, C., & Horak, F. B. (2011). What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait & Posture*, *34*(3), 313-319.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, *45*(6), 192-197.
- El-Kahky, A. M., Kingma, H., Dolmans, M., & de Jong, I. (2000). Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients

suffering from vertigo or balance disorders: Impact of sensory input on balance control. *Acta Oto-Laryngologica*, 120(4), 508-516.

Fel'dman, A. G., & Meijer, O. G. (1999). Discovering the right questions in motor control: Movements (1929). *Motor Control*, 3(2), 105-134.

Friedrich, M., Grein, H., Wicher, C., Schuetze, J., Mueller, A., Lauenroth, A., Hottenrott, K., & Schwesig, R. (2007). Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Experimental Brain Research*, 186(2), 305-314.

Forsman, P. L., Haeggstrom, E., Wallin, A., Esko, T., & Pyykko, I. (2007). Daytime ganges in postural stability and repeatability of posturographic measurements. *Journal of Occupational & Environmental Medicine*, 49(6), 591-596.

Gladiš, T. (2013). *Hodnocení posturální stability ve stoji u zdravých mladých osob*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Glasauer, S., Schneider, E., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2005). How the eyes move the body. *Neurology*, 65, 1291-1293.

Hafström, A., Fransson, P., Karlberg, M., Ledin, T., & Magnusson, M. (2002). Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol*, 122, 392–397.

Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., & Hlavačka, F. (2013). Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement (in press). *Gait & Posture*.

Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., & McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. *Journal of Athletic Training*, 40(3), 191-196.

Havličková, L. a kolektiv (1994). *Fyziologie tělesné zátěže I*. Praha: Karolinum.

- Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, 6, 76-84.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age & Ageing*, 2(35), 7-11.
- Ivanenko, Y. P., Grasso, R., & Lacquaniti, F. (1999). Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans. *The Journal of Physiology*, 519, 301-314.
- Jacobs GmbH (2006). *Manual Gym Top USB Professional*. Německo: Haynl-Elektronik GmbH.
- Jamet, M., Deviterne, D., Gauchard, C. G., Vancon, G., & Perrin, P. P. (2007). Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in dual-task context. *Gait & Posture*, 25(2), 179-184.
- Jonsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2003). Does the Functional Reach Test reflex stability limits in elderly people? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(1), 26-30.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Krizkova, M., Hlavacka, F., & Gatev, P. (1993). Visual control of human stance on a narrow and soft support surface. *Physiological Research*, 42, 267-272.
- Martins, E. F., de Menezes, L., T., de Sousa, P. H. C., de Araujo Barbosa, P. H. F. & Costa, A. S. (2012). Reliability of the Functional Reach Test and the influence of anthropometric characteristics on test results in subject with hemiparesis. *NeuroRehabilitation*, 31(2), 161-169.

- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4, 877-887.
- Masui, T., Hasegawa, Y., Matsuyama, Y., Sakano, S., Kawasaki, M., & Suzuki, S. (2005). Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 41(2), 201-209.
- Mello, R. G. T., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2007). Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 739-746.
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti, činnosti, výkon*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty* [Vysokoškolské skripta]. Olomouc.
- Pailard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience and Behavioral Reviews*, 36, 162-176.
- Palm, H.G., Strobel, J., Achatz, G., Leubken, F., & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture*, 30(3), 328-333.
- Plháková, A. (2004). *Učebnice obecné psychologie*. Praha: Academia.
- Rogind, H., Simonsen, H., Era, P., & Bliddal, H. (2002). Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System[®] for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(2), 106-114.
- Rokyta, R. a kolektiv (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství.

- Rougier, P. (2005). Compatibility of postural behavior induced by two aspects of visual feedback: time delay and scale display. *Experimental Brain Research*, 165(2), 193-202.
- Rougier, P., & Garin, M. (2007). Performing saccadic eye movements or blinking improves postural control. *Motor Control*, 11, 213-223.
- Rougier, P., & Boudrahem, S. (2010). Visual feedback of force platform displacements for balance control training: what postural ability do healthy subjects have to develop to decrease the difference between center of pressure and center of gravity movements? *Motor Control*, 14, 277-291.
- Sasaki, O., Usami, S., Gagey, P. M., Martinerie, J., Van Quyen, M., & Arranz, P. (2002). Role of visual input in nonlinear postural control system. *Experimental Brain Research*, 147, 1-7.
- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture* 3(3),115-122.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2001). *Motor control: theory and practical applications (2nd ed.)*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sztchórzewski, D., Jaworski, J., & Bujas, P. (2010). Influence of long-lasting balancing on unstable surface on ganges in balance. *Human Movement*, 11(2), 144-152.
- Takahashi, T., Ishida, K., Yamamoto, H., Takata, J., Nishinaga, M., Doi, Y., & Yamamoto, H. (2006). Modification of the Functional Reach Test: Analysis of lateral and anterior functional reach in community-dwelling older people. *Archive of Gerontology and Geriatrics*, 42(2), 167-173.
- Timmann-Braun, D. (2012). Posturographie. *Das Neurophysiologie-Labor*, 34(3), 113-118.

- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (6)3, 84-85.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*,(8)1, 33-37.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část), Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část), Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2nd ed.)*. Praha: TRITON.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 – Souhlas etické komise

Příloha 2 – Informovaný souhlas

Příloha 3 – Dotazník pro účastníky měření

Příloha 4 – Vyšetření před měřením

Příloha 1 – Souhlas etické komise

Žádost o vyjádření Etické komise FTK UP

k projektu výzkumné, habilitační, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Opakovatelnost měření posturální stability v krátkém časovém úseku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců

Forma projektu: diplomová práce

Autor:/hlavní řešitel/: Bc. Martina Středová

Školitel (v případě studentské práce): Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Vyjádření školitele, vedoucího práce:

Popis projektu:

Cílem práce je hodnocení krátkodobé opakovatelnosti posturální stability při stoji na obou dolních končetinách na balanční pomůcce Gym Top USB u zdravých jedinců. Celkem bude provedeno 11 měření po 30 sekundách v různých modifikacích stoje (volný stoj, korigovaný stoj, stoj o úzké bázi, stoj s plněním kognitivního úkolu, stoj s definovaným vizuálním podnětem a stoj bez zrakové kontroly). Před měřením bude odebrána anamnéza, proveden kineziologický rozbor a základní neurologické vyšetření.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Vlastní realizace bude probíhat za standardních podmínek v biomechanické laboratoři na Fakultě tělesné kultury v Olomouci. V místnosti budou 2 vyšetřující terapeuti a 2 probandi, kteří budou od sebe odděleni, aby se vzájemně nerušili. Jeden terapeut bude provádět vyšetření a druhý měření na balanční pomůcce Gym Top USB. Balanční plošina bude umístěna na protiskluzovou podložku a v dosahu nebudou ostré předměty. Při nástupu a sestupu z balanční pomůcky bude mít proband možnost opory o stůl. Všechna vyšetření a měření jsou neinvazivní.

Etické aspekty výzkumu:

Výzkum bude anonymní, bude zajištěna ochrana důvěrnosti osobních dat. Probandi budou seznámeni s průběhem měření a cílem studie. Bude jim umožněno výzkum kdykoliv ukončit. Tyto informace stvrdí svým podpisem v informovaném souhlasu.

V Olomouci dne _____

Podpis autora _____

Příloha 2 – Informovaný souhlas

Informovaný souhlas
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

Opakovatelnost měření posturální stability v krátkém časovém úseku na balanční pomůcce Gym Top USB Professional u zdravých jedinců

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný (á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl (a) jsem podrobně informován (a) o cílu studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl (a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
3. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii.

Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka: Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum: Datum:

Příloha 3 – Dotazník pro účastníky měření

Dotazník pro účastníky měření na balanční pomůcce Gym Top USB a tenzometrických plošinách

Pohlaví:

Věk:

Studijní obor, ročník/ zaměstnání:

Váha:

Výška:

Kterou rukou píšete?

Anamnéza:

Osobní anamnéza:

Úrazy (dolních končetin – jaká dolní končetina, hlavy) – kdy, řešení, následky, pomůcky (ortézy, ...)

Poruchy zraku

Neurologická a systémová onemocnění (pocit závratě, nestability, diabetes melitus, ...)

Vertebrogenní obtíže (bolesti zad, vrozené vady, skoliózy, ...)

Jiná onemocnění

Sportovní anamnéza:

Sportovní aktivity (kolikrát v týdnu, na jaké úrovni, jak dlouho)

Víte, co znamená senzomotorický (balanční) trénink? **ANO** **NE**

Víte, co znamená pojem „malá noha“? **ANO** **NE**

Cvičili jste někdy podle zásad senzomotorického (balančního) tréninku?

(s využitím nějaké balanční pomůcky např. balanční čočka, propriofoot, posturomed; nebo nějaké jiné cvičení na rovnováhu např. jóga, tai chi)

ANO **NE**

Pokud ANO, jak často? **Jednou** **Občas** **Cvičím pravidelně**
Jaký druh cvičení?

Příloha 4 – Vyšetření před měřením

Kineziologický rozbor

Aspekce:

Vyšetření stoje a rovnováhy (Opavský, 2005):

	Žádné potíže	Mírné titubace a hra šlach	Výrazné titubace a zvýšená hra šlach
Romberg I			
Romberg II			
Romberg III			
Stoj na PDK			
Stoj na PDK se zavřenýma očima			
Stoj na LDK			
Stoj na LDK se zavřenýma očima			

Neurologické vyšetření (Opavský, 2005):

Vyšetření mozečku: paleocerebelum: malá asynergie

neocerebelum: taxe (prst na nos)

diadochokineza (pronace/supinace)

Testování somatognózie (Kolář, 2009) – uvědomění si svého těla

1. Pacienta vyzveme, aby při zavřených očích předpažil a držel dlaně nad sebou ve vzdálenosti, která by odpovídala šířce jeho ramen (objektivizujeme pomocí centimetru).

Šířka ramen:

Vzdálenost mezi dlaněmi v horizontální poloze:

Vzdálenost mezi dlaněmi ve vertikální poloze:

2. Pacienta vyzveme, aby při zavřených očích ukázal hloubku hrudníku.

Hloubka hrudníku:

Vzdálenost mezi dlaněmi v horizontální poloze:

Vyšetření propiocepce (Kolář, 2009):

1. Pasivně nastavíme horní končetiny při zavřených očích do určité pozice a po té ho necháme připažit a vyzveme ho, aby znovu zaujal původní pozici (vzdálenost měříme centimetrem) – postaven čelem ke zdi.

Vyšetření propiocepce (Opavský, 2005):

1. Vyšetření kinestézie na hlezenním kloubu – držet z boku a pomalu pohybovat nahoru.

Pozná změnu polohy: ANO NE

2. Vyšetření statestézie – nastavit hlezenní kloub do supinace a dorzální flexe, proband uvede druhou končetinu do stejné polohy.

Uvedl do stejné polohy: ANO NE